

Západočeská univerzita v Plzni
Fakulta aplikovaných věd
Katedra informatiky a výpočetní techniky

Diplomová práce

Rozšíření aplikace pro rehabilitaci paže ve virtuální realitě

ZÁPADOČESKÁ UNIVERZITA V PLZNI

Fakulta aplikovaných věd

Akademický rok: 2021/2022

ZADÁNÍ DIPLOMOVÉ PRÁCE

(projektu, uměleckého díla, uměleckého výkonu)

Jméno a příjmení: **Bc. Jakub FRANK**
Osobní číslo: **A20N0065P**
Studijní program: **N3902 Inženýrská informatika**
Studijní obor: **Medicínská informatika**
Téma práce: **Rozšíření aplikace pro rehabilitaci paže ve virtuální realitě**
Zadávající katedra: **Katedra informatiky a výpočetní techniky**

Zásady pro vypracování

1. Seznamte se se softwarem pro rehabilitaci pacientů s roztroušenou sklerózou vyvíjeným na KIV.
2. Navrhněte možnosti úpravy vizualizace virtuální ruky tak, aby koncový efektor odpovídal nalezenému bodu na ideální trajektorii. Uvažte možnost inverzní kinematiky v reálném čase a v předzpracování, zvolte vhodné řešení a implementujte ho do systému.
3. Doplněte vizualizaci příspěvků jednotlivých složek kvality pohybu (rotace, poloha) jednotlivých sledovaných senzorů do uživatelského rozhraní terapeuta.
4. Implementujte laplaceovské vyhlazování naměřených trajektorií s konfigurovatelnou intenzitou vyhlazení.
5. Implementujte interpolaci naměřených trajektorií pro hladší pohyb.
6. Implementovaná rozšíření důkladně zdokumentujte a poskytněte k testování na pracovištích Fakultní nemocnice Královské vinohrady a Fakultní Thomayerovy nemocnice. Na základě získané zpětné vazby proveďte další nutné úpravy rehabilitačního softwaru.

Rozsah diplomové práce: **doporuč. 50 s. původního textu**
Rozsah grafických prací: **dle potřeby**
Forma zpracování diplomové práce: **tištěná/elektronická**

Seznam doporučené literatury:

dodá vedoucí diplomové práce.

Vedoucí diplomové práce: **Doc. Ing. Libor Váša, Ph.D.**
Katedra informatiky a výpočetní techniky

Datum zadání diplomové práce: **10. září 2021**
Termín odevzdání diplomové práce: **19. května 2022**

L.S.

Doc. Ing. Miloš Železný, Ph.D.
děkan

Doc. Ing. Přemysl Brada, MSc., Ph.D.
vedoucí katedry

V Plzni dne 11. října 2021

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci vypracoval samostatně a výhradně s použitím citovaných pramenů.

V Plzni dne 19. května 2022

Jakub Frank

Poděkování

Chtěl bych tímto poděkovat Doc. Ing. Liborovi Vášovi, Ph.D. za vedení, vstřícný přístup a cenné rady nejen při tvorbě této práce, ale i v průběhu celého studia. Současně bych také chtěl poděkovat týmu MUDr. Kamily Řasové, Ph.D. za spolupráci v rámci studie VIREFYRS a Bc. Anně Herynkové a Bc. Lubomírovi Rodinovi za zpětnou vazbu z terapie a nápady na rozšíření aplikace.

Abstract

This master thesis is focused on extension of application for arm rehabilitation which is developed within the study Virtual reality in the treatment of patients with the multiple sclerosis. The aim of the rehabilitation application is to move therapy to virtual reality environment and let patients to perform controlled therapy and provide them higher treatment benefit compared to conventional therapy. Within this thesis there were applied modification of animation of virtual arm which should visualize correct rehabilitation exercises in virtual reality. Also as part this thesis there were implemented changes for making configuration more easier for therapists and help them to easily identify incorrect movement performance.

Abstrakt

Tato diplomová práce se zabývá rozšířením aplikace pro rehabilitaci paže ve virtuální realitě, která vzniká v rámci studie Virtuální realita v léčbě nemocných s roztroušenou sklerózou. Cílem této aplikace je umožnit pacientům provádět kontrolovanou terapii ve virtuální realitě a dosáhnout tak většího benefitu z léčby v porovnání s konvenční terapií. Tato práce je zaměřena na úpravu animace virtuální paže, která má pacientovi vizualizovat správné vykonávání cviků a dále na implementaci rozšíření, které usnadní terapeutům práci s aplikací a pomohou jim snadněji identifikovat chyby v provádění cviků.

Obsah

1	Úvod	9
2	Teoretická část	10
2.1	Roztroušená skleróza	10
2.1.1	Etiopatogeneze	10
2.1.2	Symptomy	11
2.1.3	Určení diagnózy	11
2.1.4	Farmakologie	14
2.1.5	Symptomatická léčba	15
2.1.6	Rehabilitace	17
2.1.7	Používané metody a koncepty	19
2.2	Virtuální realita	20
2.2.1	Konkrétní VR zařízení	21
2.2.2	Sledování pohybu	22
2.2.3	Trackery	23
2.3	Studie VIREFYRS	26
2.3.1	Rehabilitační aplikace	26
2.3.2	Průběh terapie	27
3	Aplikace pro rehabilitaci paže ve virtuální realitě	29
3.1	Použitý hardware a software	29
3.2	Vývoj aplikace	29
3.3	Vyhodnocení správnosti pohybu	30
3.4	Implementované funkcionality	34
3.4.1	Cvičení	34
3.4.2	Hry	35
3.4.3	Konfigurace	36
3.4.4	Vizualizace	36
3.4.5	Záznam vzorových cviků	37
3.4.6	Záznam a přehrávání pohybů v rehabilitační aplikaci	38
4	Požadavky na rozšíření	39
5	Úprava animace paže	41
5.1	Generování animace	41
5.2	Navržené úpravy	43

5.3	Implementace	43
5.3.1	Úpravy v aplikaci pro generování animací	43
5.3.2	Úpravy v rehabilitační aplikaci	44
6	Interpolace naměřených trajektorií	45
6.1	Metody interpolace	45
6.2	Návrh řešení	49
6.3	Implementace	50
7	Laplaceovské vyhlazování trajektorií	52
7.1	Princip laplaceovského vyhlazování	52
7.2	Návrh řešení	53
7.3	Implementace	54
8	Vizualizace kvality jednotlivých trackerů	57
8.1	Návrh řešení	57
8.2	Implementace	57
9	Další implementovaná rozšíření	60
9.1	Tundra trackery	60
9.1.1	Návrh řešení	60
9.1.2	Implementace	61
9.2	Zjednodušení konfigurace aplikace	61
9.2.1	Návrh řešení	61
9.2.2	Implementace	62
10	Dosažené výsledky	63
11	Testování a zpětná vazba	67
12	Závěr	68
	Literatura	69

1 Úvod

Rehabilitace u pacientů s roztroušenou sklerózou je jednou z klíčových technik pro zpomalení rozvoje nemoci a zachování mobility pacienta. Konvenční podoba terapie je velmi časově náročná a vyžaduje po celou dobu přítomnost vyškoleného fyzioterapeuta. Mnoho pacientů v průběhu rehabilitace ztratí motivaci, jelikož je pro ně terapie monotónní a zdánlivě jim nepřináší žádné benefity. Cílem týmu z 3. lékařské fakulty Univerzity Karlovy a Fakulty aplikovaných věd Západočeské univerzity v Plzni je v rámci studie - *Virtuální realita ve fyzioterapii nemocných s roztroušenou sklerózou* - vyvinout aplikaci, která by umožnila přesunout rehabilitaci pacientů s roztroušenou sklerózou do prostředí virtuální reality. Tento způsob terapie zvýší její atraktivitu a zároveň umožní provádět kontrolované cvičení a motivovat pacienta na základě principu výzvy a odměny.

Vývoj rehabilitační aplikace probíhá od roku 2019 na Fakultě aplikovaných věd Západočeské univerzity v Plzni pod vedením Doc. Ing. Libora Váši, Ph.D. O testování aplikace se stará tým fyzioterapeutů na pracovištích ve Fakultní nemocnici Královské Vinohrady a Fakultní Thomayerově nemocnici, kde s aplikací probíhá série terapií s pacienty z řad dobrovolníků. Současně probíhá terapie s kontrolní skupinou konvenčním způsobem za účelem ověření přínosu terapie ve virtuální realitě.

Cílem této práce je implementovat do aplikace požadovaná rozšíření, která vznikla na základě zpětné vazby od pacientů a diskuze s terapeuty. Jedná se zejména o úpravy animace virtuální paže, která má pacientovi předvést správné provedení cviku. Původní řešení, kdy paže byla umístěna na základě polohy hrudníku, se ukázalo jako nevyhovující. Současně animace pohybu paže nebyla dostatečně plynulá a virtuální paže celkově působila nepřirozeně. V této práci by mělo dojít k přepracování způsobu, jakým je virtuální paže zobrazována, a současně s použitím technik laplaceovského vyhlazování a interpolace by měla být zlepšena plynulost animace virtuální paže.

Dalším z navržených rozšíření je implementace vizualizace kvality prováděného cviku pro jednotlivé trackery. Toto rozšíření vzniklo na základě zkušeností s předchozí verzí aplikace, kdy se pacient snadno dostane do nesprávné pozice při provádění cviku a pro terapeuta může být složité na první pohled identifikovat, jak pacienta uvést do správné polohy. Toto rozšíření umožní terapeutovi rychle najít příčinu špatného provedení cviku a pacienta navést do správné pozice.

2 Teoretická část

2.1 Roztroušená skleróza

2.1.1 Etiopatogeneze

Roztroušená skleróza (RS), celým názvem roztroušená skleróza mozkomíšní, se řadí mezi autoimunitní onemocnění centrální nervové soustavy (CNS). Hlavní příčinou je porucha imunitního systému, kdy organismus chybně rozpoznává vlastní antigeny ¹ jako cizí, a dochází tak k rozvoji patologické zánětlivé reakce. Ve vzniklých zánětlivých ložiscích dochází k poškození, až zničení myelinu - tukové vrstvy okolo vodivých výběžků nervových buněk (axonů), která umožňuje rychlejší šíření nervového vzruchu, a dochází také k poškození i samotných axonů. Jak nemoc postupuje, dochází k postupnému úbytku myelinu a přerušení axonů, tudíž neurony již nemohou efektivně přenášet nervové vzruchy. Postupem času také zaniká schopnost remyelinizace, neboli přirozené regenerační odpovědi na zánětlivé postižení nervové tkáně.

Zánětlivá ložiska, označována jako léze, se nejčastěji vyskytují v oblasti bílé hmoty v blízkosti komor mozečku, mozkového kmene, bazálních ganglií (součást šedé hmoty mozku), míchy a zrakového nervu. Po odeznění zánětu dochází ke zjizvení napadené tkáně. Velikost lézí se pybuje od jednoho milimetru až po několik centimetrů. Předpokládá se, že počet osob postižených roztroušenou sklerózou na celém světě je více než 2,5 milionu. V České republice byla v roce 2018 prevalence onemocnění 100 - 150/100 000 obyvatel. ReMuS je celostátní registr pacientů s roztroušenou sklerózou, který shromažďuje údaje o pacientech, mimo jiné z patnácti specializovaných center pro léčbu roztroušené sklerózy. Podle nadačního fondu IMPULS je v České republice diagnostikováno přibližně 17 000 případů roztroušené sklerózy, ročně pak přibude okolo 700 nových případů. [19]

Demograficky se RS vyskytuje zejména na severní polokouli, vzácně v oblastech okolo rovníku. Předpokládá se, že toto je zapříčiněno podnebím, dostatkem slunečního záření a příjmem vitamínu D. Diagnóza roztroušené sklerózy má častější výskyt u žen, jedná se až o 70 % nemocných.

¹cizorodé látky vyvolávající imunitní odpověď

2.1.2 Symptomy

Začátek onemocnění není zpravidla náhlý a projevuje se různorodými klinickými projevy. Nespecifické obtíže, které popisují někteří pacienti, jako je například únava, ztráta energie nebo malátnost, se mohou objevit několik týdnů až měsíců před rozvojem neurologické symptomatiky vedoucí k přesné diagnóze. Nejčastějším iniciálním symptomem jsou poruchy citlivosti, které jsou ovšem často přehlíženy a bagatelizovány ze strany pacientů i lékařů, což může vést k pozdnímu stanovení diagnózy.

Pacienty nejčastěji zatěžuje únava. Nejedná se o běžnou únavu, která se vyskytuje u běžných jedinců, nýbrž o chronickou únavu, která markantně ovlivňuje denní aktivity pacienta a jeho kvalitu života. Konkrétní příčina únavy nebyla doposud plně identifikována, ale pravděpodobně souvisí s napadením nervové soustavy a reakcí imunitního systému. U pacientů s RS se také často setkáme s výskytem depresí a poruchou kognitivních funkcí jako je paměť, koncentrace, řečové funkce nebo například rychlost myšlení. Bolest, zejména chronickou, pociťuje více než polovina pacientů. Jedná se o projev zvýšeného svalového napětí a projevy spojené se změnou pohybových vzorců. Dále se může projevovat přechodné zhoršení zraku, slabost končetin (projevuje se například zakopáváním), problémy s vylučováním a sexuální poruchy.

2.1.3 Určení diagnózy

Pro zmírnění příznaků a léčbu je zásadním faktorem včasné určení diagnózy. Významnou roli v určení diagnózy hraje klinické hodnocení obtíží pacienta a fyzikální vyšetření² ukazující na lézi v CNS, které provádí specializovaný lékař - neurolog. Toto vyšetření je ve většině případů ještě podpořeno magnetickou rezonancí oblasti mozku a míchy, která zobrazí případné léze. S pomocí magnetické rezonance s případným využitím kontrastní látky se prokazuje diseminace³ RS v prostoru a čase (časový odstup mezi jednotlivými vyšetřeními je v řádu měsíců až let). Výhodou tohoto typu vyšetření je nulová radiační zátěž a malé množství kontraindikací.

Dalším vyšetřením pro stanovení diagnózy je vyšetření mozkomíšního moku, který se získává lumbální punkcí. Pro pacienty s roztroušenou sklerózou je typický nález dvou a více oligoklonálních proužků⁴ vyskytujících se v séru a mozkomíšním moku. Rozbor mozkomíšního moku má také významnou funkci pro vyloučení roztroušené sklerózy. V minulosti se pro stanovení

²Základní lékařské vyšetření využívající zejména pohled, pohmat, poklep a poslech[8].

³rozšíření chorobných ložisek

⁴pásky imunoglobulinu IgG

diagnózy používala ještě metoda evokovaných potenciálů, která dnes přetrvává v podobě evokovaných zrakových potenciálů sloužící pro diagnostiku zánětu zrakového nervu.

Diagnostikovat roztroušenou sklerózu u pacienta znamená vyloučit diagnózu jiných onemocnění lépe vysvětlující klinické i paraklinické⁵ nálezy. Tohoto vysvětlení lze dosáhnout jedině správným provedením a interpretací klinických i paraklinických vyšetření, jelikož řada onemocnění může imitovat průběh roztroušené sklerózy. Často dochází k chybnému odečtení nálezu na magnetické rezonanci, což vede k nesprávnému přiřazení symptomů pacienta k projevům roztroušené sklerózy.

Klasifikace nemoci

Následující klasifikace 4 forem roztroušené sklerózy byla vytvořena americkou National Multiple Sclerosis Society v roce 1996.

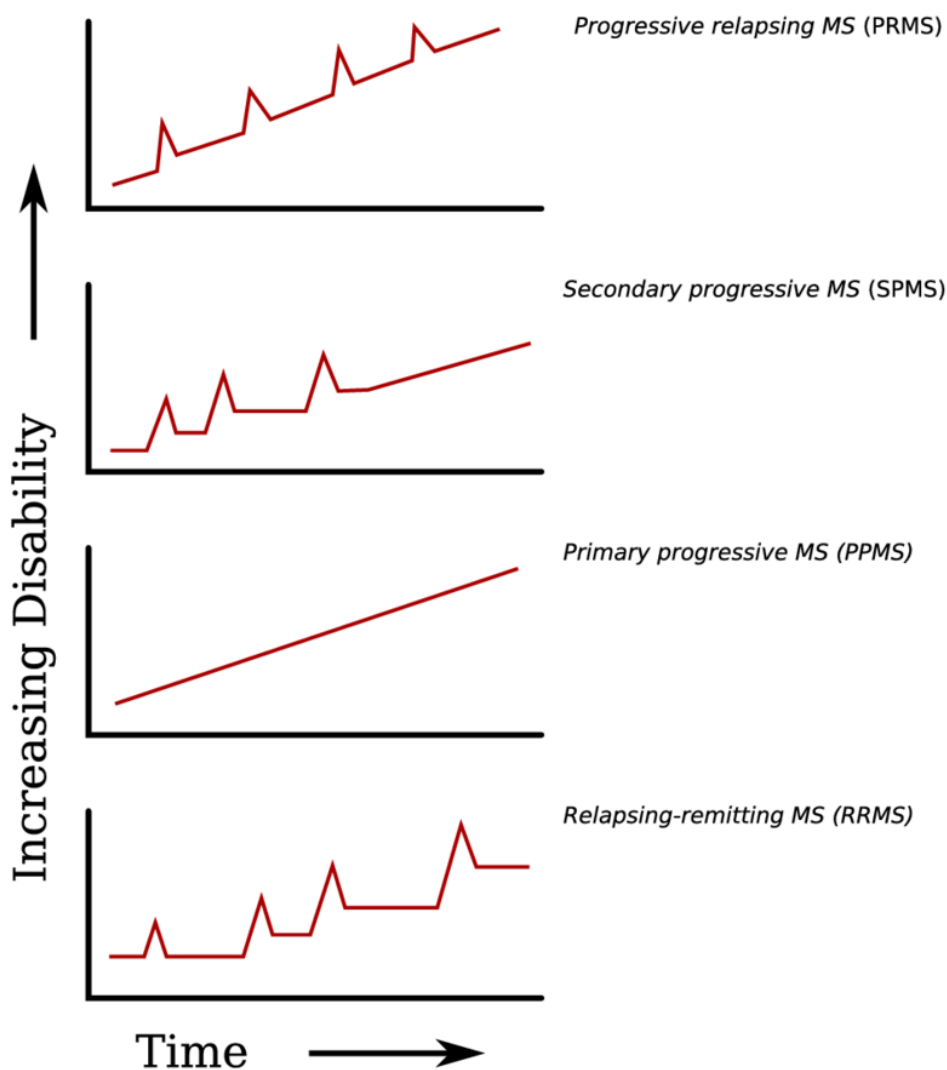
Relaps-remitentní forma Nejčastější forma RS, při které dochází ke střídání dvou fází - atak a remisí. Ve fázi ataky, která trvá zpravidla několik týdnů až měsíců, dochází ke zhoršení pacientova stavu. Naopak ve fázi remise, trvající až několik let, dochází k pacientově úplnému nebo částečnému zotavení. V počátcích nemoci často pacienta trápí jen nepatrné obtíže, což jej nepřiměje včas navštívit lékaře.

Sekundárně progresivní forma Pokud organismus vyčerpá své regenerační schopnosti při relaps-remitentní (RR) formě, nemoc přechází do sekundárně progresivní formy, kdy dochází k mírnému nárůstu invalidity. Medián přechodu do sekundárně progresivní formy je 19 let od začátku onemocnění, ovšem v některých případech přechod onemocnění do této formy nikdy nenastane.

Primárně progresivní forma Tato RS, která postihuje přibližně 10 - 15 % pacientů, se vyznačuje pozvolnou progresí obtíží bez výskytu remisí, případně s jejich velmi ojedinělým a mírným výskytem. Primárně progresivní forma je těžce ovlivnitelná léky a postihuje především pacienty v pozdějším věku okolo 40. - 50. roku života.

Relabující progresivní forma Jedná se o nejhůře léčitelnou a zároveň velmi vzácnou formu roztroušené sklerózy. Vyznačuje se tím, že je progresivní již od začátku onemocnění a po atakách nedochází k žádnému,

⁵pomocné



Obrázek 2.1: Formy roztroušené sklerózy a vývoj postižení v čase [9]

či pouze minimálnímu zlepšení, tudíž zůstává trvalé neurologické poškození. Stejně jako primárně progresivní forma, postihuje nejčastěji jedince starší 40 let a během několika let vede k invaliditě.

Pro určení míry postižení pacienta s roztroušenou sklerózou se nejčastěji používá stupnice EDSS (expanded disability status scale), neboli Kurtzkeho stupnice postižení. I přesto, že je nelineární a směšuje různé nálezy dohromady, dovoluje její velká rozšířenost rychlou orientaci v klinických studiích a změnách pacientova stavu. Skóre je určováno podle stavů sedmi funkčních systémů (FS). Hodnota EDSS 0 znamená pacienta bez postižení, hodnota 10 znamená smrt v důsledku RS. Skóre do hodnoty 3,5 je definováno pouze

na základě stavu FS, skóre 3,5 - 5,5 se určuje podle vyšetření chůze a stavu FS, skóre 4 - 7,5 ještě navíc podle vzdálenosti a samostatnosti chůze. Skóre v rozmezí 7 - 9,5 se určuje na základě stupně závislosti a pomoci okolí. [6]

2.1.4 Farmakologie

Zásadním faktorem pro léčbu roztroušené sklerózy je její včasné zahájení v prvním stádiu onemocnění. Výzkumy potvrzují, že včasné zahájená léčba významně zpomaluje průběh nemoci, zachovává dlouhodobě funkčnost a brání trvalému poškození nervových struktur. Pacienti, u kterých je léčba zahájena v pozdějším stádiu nemoci, mají horší benefit z léčby v porovnání s pacienty, jejichž léčba je zahájena včas. Léčbu samotnou lze rozdělit na léčbu ataky, léčbu klinicky izolovaného syndromu a relaps-reminiscentní formy a léčbu progresivní formy onemocnění.

Léčba ataky

Léčba neurologické epizody trvající nejméně 24 hodin, pokud je epizoda doprovázená novými příznaky nebo zhoršením stávajících při vyloučení infekce a zvýšené tělesné teploty, se zakládá na podání kortikosteroidu methylprednisolu v dávkování 3 - 5 g, který je obvykle dobře tolerován. Podává se standardně intravenózně⁶, nicméně je možné volit i perorální podání. Zvláštní pozornost vyžadují pacienti, kteří trpí ještě jinou nemocí, například diabetici, kardiaci nebo nemocní s trombofilními stavy. Pokud je efekt první dávky kortikoidů nedostatečný, lze tuto dávku zopakovat za 2 týdny. Individuálně lze přistoupit k podávání postupně se snižující dávky steroidů.

Léčba klinicky izolovaného syndromu a RR formy

Cílem této fáze léčby je dlouhodobý stav remise, zastavení aktivity choroby a zamezení vzniku relapse. Důležitý je zde nejen přístup lékařů, ale také zodpovědný přístup pacienta dodržujícího postup léčby. Nabízí se široká škála dostupných léčivých přípravků různých způsobů podání a četnosti užívání. V průběhu celé léčby je potřeba sledovat reakce organismu na podávaná léčiva a v případě nedostatečné reakce, komplikací či nežádoucích účinků volit vhodné substituty. Léčba většinou zahrnuje léky imunomodulační, které ovlivňují reakce imunitního systému s cílem zpomalit progresi nemoci.

⁶nitrožilně

Léčba progresivních forem

Nezvratnou progresi nemoci nedokáže zastavit žádný z momentálně dostupných medikamentů, proto v léčbě těchto forem onemocnění je kladen důraz především na rehabilitaci a léčbu symptomů. Z medikamentů je možné použít některé kortikoidy, často již zmíněný methylprednisol. Používání kortikoidů je zde pravidelné, nikoliv jednorázové, jako při léčbě RR formy.

Predikce vývoje

V dnešní době nejsou k dispozici jasné markery nebo parametry definující pokročilost choroby a predikující její postup a úspěšnost použité léčby. U některých markerů již byla potvrzena prognostická úloha. Jedná se zejména o magnetickou rezonanci (MR), která dokáže přesně lokalizovat a zobrazit léze mozku a míchy. Také přítomnost oligoklonálních páسů nasvědčuje výskytu další ataky onemocnění, nicméně neovlivňuje vývoj míry disability⁷ pacienta. Další faktor pravděpodobně ovlivňující následný průběh nemoci je výskyt relapsu v prvotním stádiu onemocnění. Predikce progresie je pro každého pacienta velmi individuální, proto je zde důležitá včasná reakce na změnu stavu a selhávání stávající léčby.

2.1.5 Symptomatická léčba

Léčba únavy

Únava může vzniknout jako následek vlastní nemoci nebo je způsobena sekundárními vlivy, například poruchou spánku nebo nežádoucími účinky léčiv. K ovlivnění únavy se používá jednak farmakologická léčba, ale také režimové opatření vedoucí k tvorbě ekonomického denního plánu, vyřazení aktivit způsobujících únavu a nutriční podpůrný režim. Úplné omezení fyzické aktivity je v tomto případě kontraproduktivní, naopak je pacientovi doporučována mírná až středně těžká, pravidelná a systematická aerobní aktivita.

Léčba kognitivních poruch

Kognitivní poruchy doprovázejí pacienty ve všech stádiích onemocnění a negativně ovlivňují kvalitu života pacienta a jeho profesní uplatnění. Typicky se jedná o zpomalené zpracování informací a zhoršenou paměť. I přes relativně známý průběh postižení kognitivních funkcí jsou možnosti léčby značně omezené. Při léčbě kognitivních dysfunkcí se volí jednak farmakologická léčba,

⁷postižení

ale také nefarmakologické postupy jako kognitivní rehabilitace a spolupráce s psychologem, pracovním terapeutem nebo sociálním pracovníkem.

Léčba bolesti a spasticity

Pro léčbu bolesti asociované s roztroušenou sklerózou se používá celá škála léků z následujících kategorií:

- antiepileptika
- tricyklická antidepresiva
- opioidy
- kannabinoidy
- nesteroidní antirevmatika
- analgetika (jednoduchá či kombinovaná)

V případě neúspěšné léčby pomocí léčiv z uvedených skupin se přistupuje k termokoagulaci⁸ větve trigeminu⁹, případně radiochirurgické léčbě s využitím gammna nože.

U léčby spasticity, neboli zvýšeného svalového napětí, se využívá farmakologických i nefarmakologických možností. U nefarmakologické cesty stojí za zmínku pravidelný strečink, který má pozitivní vliv při mírném stupni spasticity, případně rehabilitace.

Léčba poruch chůze

Zejména u nemocných v pokročilejším stádiu se často vyskytují poruchy chůze, jako je snížení rychlosti chůze a zkrácení délky kroku. Pro nemocné jsou k dispozici neurostimulátory (např. *WalkAide*), které maximalizují potenciál obnovení samostatného pohybu pacienta a zlepšují parametry chůze (ušlá vzdálenost, stabilita nebo např. namáhavost chůze). Dále se využívá pohybových léčebných přístrojů a robotických rehabilitačních pomůcek.

Ostatní léčba

Léčba ostatních symptomů nemoci, jako jsou například močové nebo sexuální dysfunkce, se zakládá na farmakologické léčbě, případně doplněné o behaviorální terapii. U pacientů s RS se v porovnání s běžnou populací

⁸Léčebný postup, který využívá tepla k lokálnímu poškození tkáně.

⁹trojklanný nerv

častěji objevují epileptické záchvaty, které doprovázejí ataky, a může se jednat i o první příznak RS. Jídelníček pacientů by měl být pestrý a pacienti by měli omezit konzumaci alkoholu a odnaučit se kouřit.

Pro evidenci pacientova zdravotního stavu je vhodné vést si léčebný deník, kam si zapisují záznamy a události, které ovlivňují jejich fyzický a psychický stav, infekce, změny neurologických stavů nebo relapsy. V dnešní době chytrých zařízení pomáhají pacientům aplikace vyvinuté speciálně pro pacienty s RS. Jedná se například o aplikaci *RS Kompas+* vyvinutou českou společností *Pears Health Cyber*, která připomíná pacientům pravidelné užívání léků, doporučí vhodné místo pro aplikaci injekce s léčebnou látkou a také umožní vést si patientský deník. Zaznamenaná data jsou následně k dispozici i pro lékaře pro podporu rozhodování při volbě dalších léčebných postupů.

2.1.6 Rehabilitace

O důležitosti rehabilitace při léčbě roztroušené sklerózy dnes není pochyb, přesto se právě tato složka léčby stává často opomíjenou. Pomocí rehabilitace lze alespoň částečně ovlivnit řadu symptomů tohoto onemocnění, jako například poruchy svalové síly dolních končetin, rovnováhy, únavu, poruchy vyprazdňování, poruchy polykání a také spasticitu. Současné moderní pojetí rehabilitace si klade za cíl kromě léčebné složky cílit také na potřeby pacienta v sociální, pedagogické a pracovní sféře tak, aby se jednalo o ucelenou a individuální péči.

Kromě několika základních obecných doporučení pro aerobní a vytrvalostní trénink v rámci rehabilitační péče u pacientů s RS ale neexistují žádná obecná doporučení ohledně terapeutických postupů jako je technika cvičení, jeho frekvence a jeho délka. V praxi se potom toto určuje empirickými zkušenostmi a typem výcviku fyzioterapeuta nebo zvyklostmi konkrétního pracoviště. Intenzitu terapie také často negativně ovlivňují i kapacitní možnosti rehabilitačních pracovišť. Neurologové často nemají příliš velký přehled o současné rehabilitaci, což vede k tomu, že pacienti nejsou dostatečně informováni o možnostech, ani o limitech léčebně-rehabilitační péče.

Každý pacient, a to i v pokročilejší fázi onemocnění, by se měl věnovat aerobnímu tréninku pro zvýšení vytrvalosti a tréninku posilovacímu s cílem zvýšení svalové síly. Množství tohoto fyzického tréninku by mělo být vždy upraveno podle neurologického deficitu. V průběhu ataky se trénink zaměřuje na zachování rozsahu pohybu v jednotlivých kloubech, nikoliv jeho zvětšování. Dále se kvůli prevenci tromboembolické nemoci v průběhu ataky cvičení zaměřuje na cévní gymnastiku a respirační terapii. Po odeznění ataky

je opět důležité se co nejdříve začít věnovat tréninku a rozvoji kondice pacienta. Samotná fyzioterapie by měla být sestavena na míru multidisciplinárním týmem vedeným rehabilitačním lékařem s povědomím o neurologických onemocněních.

V následujících odstavcích budou nastíněny jednotlivé metody používané v rámci rehabilitace pacientů s roztroušenou sklerózou. Podrobněji bude rozebrána metoda proprioceptivní neuromuskulární facilitace, která je implementována v podobě diagonál v rehabilitační aplikaci popsanych v kapitole 3.

Aerobní a anaerobní trénink

Aerobní, neboli vytrvalostní, ale i anaerobní, neboli posilovací trénink, je důležitou součástí léčby roztroušené sklerózy. Pacient by měl být motivován pracovat na své kondici ihned po stanovení diagnózy. Samozřejmě při stanovení diagnózy mnohdy dominují zcela pochopitelné obavy o budoucnost a strach z dalších projevů onemocnění, takže pacienti raději omezí fyzickou aktivitu a šetří se, což je ovšem v tomto případě nežádoucí. Aerobní trénink obecně zvyšuje fyzickou kondici pacienta a je jednoznačně prokázáno, že nemůže sám o sobě vyvolat další ataku.

Doporučené parametry aerobního a anaerobního tréninku podle American College of Sports Medicine (ACSM) v modifikaci pro pacienty s RS uvádí u aerobního tréninku frekvenci 3 - 5x týdně po dobu 30 minut při tepové frekvenci 60 - 85 % TFM_{ax}¹⁰ současně při 50 - 70 % VO₂max¹¹. Hlavním faktorem pro řízení intenzity tréninku by měl být aktuální stav pacienta a jeho únava. Dále se využívá dat z běžně dostupných sporttesterů.

Rehabilitace při ložiskovém neurologickém deficitu

Pokud se u pacienta již projevil neurologický deficit, je potřeba stávající kondiční program upravit a rozšířit o individuální fyzioterapii, při které se využívá kombinace analytických technik, jako jsou měkké a mobilizační techniky, případně strečink, a technik na neurofyziologickém podkladu. Nejsou vypracovány žádné obecné postupy, které by přesně určovaly průběh fyzioterapie, ale obecně lze říci, že se ve většině případů jedná o kombinaci několika technik dohromady. Centrální nervová soustava má schopnost přizpůsobit se novým podnětům svojí strukturální přestavbou, regenerací a reparací. Této vlastnosti se říká plasticita nervového systému a využívá se u neurofyziologických technik, kdy dochází k aplikaci externích stimulů jako jsou například

¹⁰maximální tepové frekvence

¹¹maximální spotřeba kyslíku

různé způsoby úchopu, vedení pohybu v diagonálách, reflexní aktivace, odpor vůči pohybu nebo naopak dopomoc při vykonávání pohybu. Vhodnou a včasně zahájenou stimulací, která je současně intenzivní a opakovaná, lze podpořit adaptivní změny CNS.

2.1.7 Používané metody a koncepty

Vojtova reflexní lokomoce Při aplikaci této metody se vychází z předpokladu genetického kódování základních pohybových vzorů v CNS každého jedince, které lze vyvolat vhodnými podněty. Terapeut se manuálním dotykem snaží vyvolat odpovídající pohybové vzory jako např. reflexní plazení a otáčení se.

Bobath koncept Jedná se o komplexní rehabilitační přístup, který by měl ideálně být využíván 24 hodin denně s cílem maximální funkční schopnosti v rámci tíže postižení. Obsahuje celou škálu dynamických reakcí, které slouží k udržení postury těla před pohybem, během pohybu a po jeho dokončení.

Senzomotorická stimulace Tato metoda zahrnuje cviky a balanční techniky, které se využívají při terapii funkční poruchy pohybového aparátu. Při terapii je pacient na boso a pohyb vychází z dráždění chodidla. Součástí může být také využívání různých balančních podložek a úsečí. Technika pomáhá zlepšit stabilitu, koordinaci pohybů a správnou centraci kloubů.

Dynamická neuromuskulární stabilizace (DNS) Základem této metody je zajištění optimální stabilizace trupu, což následně umožňuje udržet správné držení těla, jak vůči gravitaci, tak i při pohybu. Koncept vychází z přirozeného vývoje dítěte v prvním roce života a využívá koordinované zapojení trupových svalů.

Proprioceptivní nervosvalová facilitace (PNF) Význam slova proprioceptivní značí polohocit, neboli schopnost zaznamenat změny ve svalech a uvnitř těla pohybem a svalovou činností. Metodu PNF, původně určenou pro pacienty s dětskou obrnou, vypracoval ve 40. letech minulého století americký neurofyziolog MUDr. Herman Kabat. V dnešní době se tato metoda využívá u pacientů s funkčním onemocněním pohybového systému, u neurologických onemocnění a v ortopedii. Nejedná se pouze o léčebný postup, ale také o nástroj umožňující diagnostiku pro stanovení léčby neuromuskulární dysfunkce. Všechny činnosti PNF vychází z přirozených pohybových vzorů každého jedince a jeho

vztahu k okolí a zaměřují se na dosažení funkčních cílů užitečných při každodenních činnostech. K šíření svalové aktivity dochází od koncových částí těla po kořenové klouby a trup. Dle MUDr. Kabata je stabilita trupu zajištěna automaticky u každého neuromuskulárně zralého a mentálně zdravého jedince, tudíž na ní není při terapii kladen důraz. V rámci této metody se praktikují spirální a diagonální pohybové vzory pro horní a dolní končetiny, trup, hlavu a šíji. Diagonální vzory mají odlišné flekční¹² a extenční¹³ vzorce. Terapeut ovlivňuje napětí svalů zapojených do pohybového vzorce manuálním kontaktem a tlakem na danou část pacientova těla. Hlasová stimulace slovními pokyny zvyšuje soustředění pacienta a ovlivňuje stažení či relaxaci zapojených svalů. Zpětnou kontrolu pohybu provádí pacient zrakem a snaží se tak zvýšit jeho kvalitu.[14]

Informace v sekci o roztroušené skleróze pochází ze zdrojů [10] a [23], pokud není uvedeno jinak.

2.2 Virtuální realita

Virtuální realita (VR) si klade za cíl co nejdůvěryhodněji prezentovat fiktivní svět. Základem moderního systému virtuální reality je headset, neboli náhlavní soustava s integrovanými displeji, která je většinou ještě doplněna o systém sledování polohy a orientace v prostoru. Generování obrazu může probíhat pomocí počítače, ke kterému je headset připojen. Pokud je obraz generován přímo v headsetu, a ten nepotřebuje žádné další zařízení, aby mohl plnohodnotně fungovat, jedná se o tzv. *standalone VR*. Většina VR systémů umožňuje připojení periferních zařízení pro sledování pohybu a ovládání aplikací.

Koncept VR se začal objevovat v 50. letech 20. století jako divadlo zážitků, kdy docházelo k stimulaci 4 smyslů diváka podle dané scény. Za tímto konceptem stál *Morton Heilig*. Z divadla zážitků postavil *Heilig* v roce 1962 přístroj *Sensorama*, který simuloval jízdu na motorce městem a kromě obrazu a zvuku imitoval i vůni. Virtuální realita v podobě, jakou ji známe dnes, se začala objevovat v 80. letech 20. století a sloužila především v medicíně, letectví, automobilovém průmyslu a k armádním účelům. Okolo roku 1990 se začaly objevovat již komerční systémy určené pro zábavu a hry.

V současné době se je trend VR na prudkém vzestupu. Společnost *AR-tillery Intelligence* dokonce očekává v roce 2022 nárůst spotřebitelského trhu

¹²ohnutí

¹³narovnání

o 240 % oproti předchozímu roku. Kromě her a přehrávání videí se VR využívá například ve sportu pro simulaci dokonalých podmínek tréninku a v armádě zase pro přípravu na mise. Uplatnění je také v oblasti vzdělávání, kde je možné využít VR pro vizualizace podkladů pro výuku, virtuální učebny a simulaci kritických situací při výcviku složek IZS. VR je také rozšiřená v oblasti medicíny, kde slouží například pro vizualizaci orgánů, anatomie a plánování operací, ale také pro léčbu nemocí a ztráty paměti.[24].

2.2.1 Konkrétní VR zařízení

HTC Vive

Headset HTC Vive první generace, za kterým stojí společnosti *Valve* a *HTC*, byl uveden na trh v roce 2016 a dlouhou dobu převyšoval svými parametry konkurenty. Na rozdíl od nich totiž HTC Vive již v základní konfiguraci umožnil spuštění v režimu *room scale*, tedy že uživatel se mohl volně pohybovat po místnosti i ve stoje a nemusel sedět na místě. Headset je vybaven OLED displejem s rozlišením 1080×1200 px na jedno oko a obnovovací frekvencí 90 Hz. Zařízení funguje na platformě *SteamVR* a potřebuje být připojené k počítači, který se stará o renderování obrazu. O sledování pohybu se stará systém *SteamVR tracking* podrobněji popsany dále. V základním balení se nachází headset a 2 controllery pro ovládání VR, jejichž pohyb v prostoru je také sledován.[12]

Vive Pro

Další úspěšný headset z dílny společnosti HTC. Jedná se o vylepšenou verzi Vive první generace. Disponuje AMOLED displeji s rozlišením 1440×1600 px na jedno oko. Systém již podporuje *SteamVR Tracking 2.0*, která je popsany v sekci 2.2.2, a oproti předchozímu modelu má integrovaná sluchátka.[26]

Vive Pro 2

V roce 2021 byl uveden na trh další headset z rodiny *Vive* - *Vive Pro 2*. Zásadní změnou oproti svým předchůdcům je obnovovací frekvence 120 Hz. V kombinaci s rozlišením 2448×2448 px na jedno oko a zobrazovacím úhlem 120° se jedná o jeden z nejlépe vybavených komerčně vyráběných headsetů, a od toho se odvíjí jeho poměrně vysoká cena.[18]

Platforma *Vive* nabízí širokou škálu periferií, o které lze základní sadu rozšířit. Jedná se například o sadu pro bezdrátovou komunikaci s řídicím

PC, imitaci sportovního náčiní a *facial tracker*, který umožňuje sledovat pohyby obličeje. Pro tuto práci mají zásadní význam trackery, které umožňují sledovat pohyb předmětů v prostoru. Princip fungování sledovacího systému je popsán v sekci 2.2.2.

2.2.2 Sledování pohybu

Pro účely této práce je zásadní přesné sledování pohybu předmětů a lidského těla v prostoru. V rámci balakářské práce [7] bylo provedeno několik experimentů s cílem určit, která z dostupných metod sledování pohybu se jeví jako nejvíce vhodná pro účely rehabilitační aplikace. Jednotka IMU¹⁴ skládající se ze 3 senzorů - akcelerometr, gyroskop a magnetický kompas, se ukázala jako přesná pro určení orientace v prostoru. Jednotka využívá pro určení své pozice a orientace fúzi dat ze všech tří senzorů. Určení polohy vychází z dvojité integrace dat z akcelerometru, což může zavádět do výpočtu numerické nepřesnosti. Ty v kombinaci s nepřesností senzorů a samotné konstrukce IMU vedou k vzniku takzvané *drift error*, kdy naměřené hodnoty se časem začínají rozcházet s hodnotami reálnými a je potřeba zařízení kalibrovat. Zároveň může dojít k ovlivnění magnetického kompasu lokálním magnetickým polem. Výhodou u tohoto typu zařízení je, že ho lze použít téměř kdekoliv bez potřeby přípravy místnosti a instalace sledovacích zařízení.

Další z otestovaných technologií pro sledování pohybu v rámci práce [7] je *SteamVR Tracking*, který se skládá ze dvou základních komponent - base stations a několika senzorů na sledovaném zařízení. Tato technologie využívá pro přesné určení polohy tzv. base stations, které v pravidelných intervalech vysílají infračervené (IR) paprsky. Podle dopadu laserových paprsků na fotodiody sledovaného zařízení a dat z IMU uvnitř sledovaného zařízení je poté vypočtena jeho poloha a orientace v prostoru. Určení polohy tímto způsobem je velmi přesné, ovšem zásadní nevýhodou je potřeba instalace base stations do prostoru před samotným použitím VR a nutnost připojení k hostitelskému PC. Dále jsou popsány jednotlivé verze sledovacího systému *SteamVR Tracking* a jejich odlišnosti.

SteamVR Tracking 1.0 Base stations první generace jsou vybaveny 2 rotujícími kotouči, jedním v horizontální rovině a druhým ve vertikální rovině. Každý kotouč se otáčí frekvencí 60 Hz, takže jedno otočení zabere přibližně 16,6 ms. Lasery, které se nacházejí na kotoučích, mají vzájemný fázový posun o 180°. Dále se v těle base station nachází sada IR diod, které po jedné polovině periody otočení kotouče vy-

¹⁴inertial measurement unit, inerciální měřící jednotka

sílají synchronizační puls. Sensory sledovaného objektu tedy zachytí synchronizační puls a dále měří čas, než zachytí také signál z jednoho z kotoučů. Vzhledem ke znalosti rychlosti otáčení kotoučů se dá z tohoto času určit úhel, kde se nachází sledovaný objekt vzhledem k základové stanici. Každý kotouč tedy určí úhel v jedné rovině - horizontální a vertikální. Ze znalosti rozložení senzorů na sledovaném zařízení se dá poté vypočítat jeho poloha a orientace v prostoru. Jelikož ale informace o poloze vertikální a horizontální jsou dodávány v různých časech vzhledem k posunuté fázi otáčení jednotlivých kotoučů, využívá systém pro výpočet ještě data z integrované IMU jednotky, která se standardně nachází v zařízeních určených pro *SteamVR Tracking*. Systémy určené pro první generaci tracking systému mohou pracovat s jednou nebo maximálně dvěma base stations, které mají být ideálně umístěné v protilehlých rozích místnosti.

SteamVR Tracking 2.0 U druhé generace sledovacího systému, dostupné na trhu od roku 2017, došlo k zásadnímu zjednodušení konstrukce základové stanice odebráním jednoho rotujícího kotouče. Informace o úhlu je zakódována přímo do paprsku, a není tudíž potřeba používat 2 rotující kotouče ani synchronizační pulsy. Možnost zakódovat informaci o vysílající základové stanici přímo do vysílaného paprsku umožní využití více než 2 základových stanic a tím ještě více vylepšit pokrytí sledovaného prostoru. Odstranění přebytečných komponent umožnilo snížení výrobních nákladů, ale také znemožnilo využít hardware první generace s base stations druhé generace. Opačná kompatibilita ale zachována je, tudíž je možné využít trackery druhé generace s base stations první generace.

Informace o *SteamVR tracking* pocházejí ze zdroje [25].

2.2.3 Trackery

Trackery umožňují full body tracking, neboli sledování pohybu celého těla, nebo jeho části (např. ruce nebo nohy) v prostředí virtuální reality. Trackery slouží také pro sledování sportovního náčiní, zbraní nebo obecně všeho, co je potřeba imitovat ve virtuální realitě. Pro účely této práce jsou relevantní trackery, které jsou kompatibilní se systémem *SteamVR Tracking* a svými rozměry umožňují upevnění na horní končetiny pomocí gumových pásků.

HTC Vive Tracker 2.0 Druhá generace Vive trackerů byla představena v roce 2018 jako náhrada za první generaci, která nebyla kompatibilní

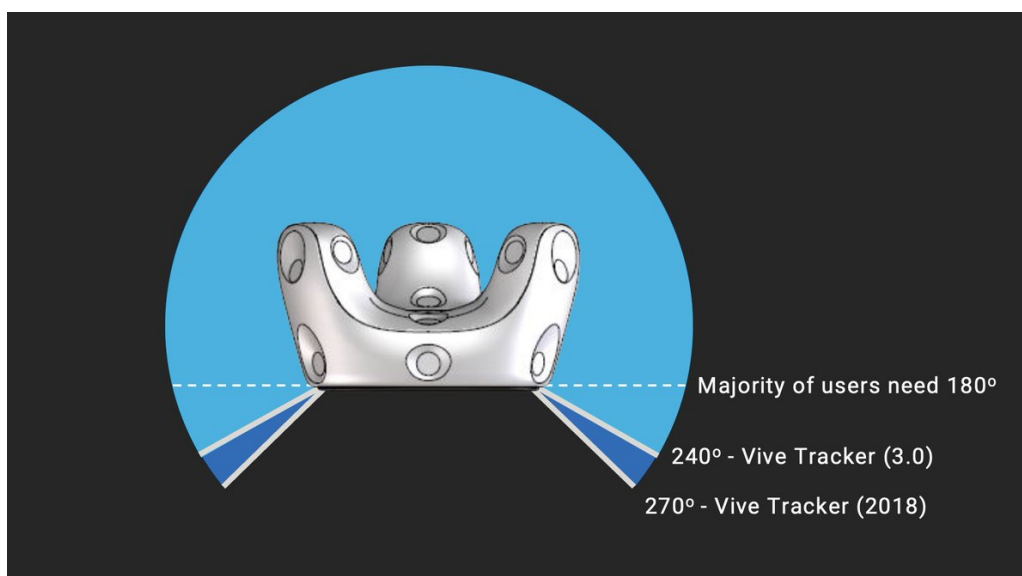
se systémem *SteamVR tracking 2.0*. Kruhové tělo trackeru o průměru 99,65 mm je osazeno 18 *SteamVR IR* senzory pro sledování paprsků z base stations. Výrobce uvádí, že tělo trackeru umožňuje spolehlivé sledování v úhlu 270° FOV¹⁵. Rozdíl FOV jednotlivých verzí trackerů je zobrazený na obrázku 2.2. Na spodní straně trackeru se nachází závit na stativový šroub 1/4" a pogo piny, které umožňují připojení dalších periferií, například pro ovládání spoustě imitované zbraně. Pro připojení dalších periferií lze využít také zabudovaný microUSB port, který ale slouží primárně pro nabíjení trackeru. Baterie o kapacitě 1500 mAh by dle údajů od výrobce měla být dostačující až pro 4 hodiny provozu, což se ovšem může lišit od reálných hodnot v praktickém využití. Pro bezdrátovou komunikaci s řídicím počítačem slouží tzv. dongle, který je potřeba připojit do USB portu počítače. Pro každý používaný tracker je nutné mít zapojený jeden dongle.[4]

HTC Vive Tracker 3.0 U trackerů třetí generace došlo k zmenšení těla zařízení o 33 % a základna trackeru má nově tvar trojúhelníku, oproti kruhu u předchozích generací. Zmenšení velikosti by mělo umožnit zejména snadnější využití a upevnění na lidské tělo nebo jiný sledovaný objekt. Výrobce udává, že zařízení je také o 15 % lehčí a mělo by disponovat až o 75 % delší výdrží baterie. Došlo také k nahrazení microUSB konektorem USB-C. Stejně jako předchozí generace, umožňuje nová generace uchycení pomocí stativového šroubu a napojení periferií pomocí pogo pinů.

Vlivem menší velikosti trackeru došlo ke snížení FOV o 30°, tedy na 240°. Výrobce udává, že k tomuto kroku přistoupil na základě zpětné vazby na trackery minulých generací, kdy pro většinu uživatelů je dostačující 180° FOV. Dále udává, že tato změna by neměla nijak zásadně ovlivnit přesnost trackerů, která by měla být srovnatelná s druhou generací.[13]

Tundra Tracker Společnost Tundra Labs představila v roce 2021 novou rodinu produktů Tundra Tracker. Jedná se především o samostatný tracker, který je kompatibilní se systémem SteamVR Tracking. Narodil od HTC Vive trackerů, tělo Tundra trackeru připomíná spíše kvádr o rozměrech 50 × 50 × 38mm, tedy přibližně poloviční velikost oproti druhé generaci konkurenčních trackerů. I přes menší kapacitu baterie, 850 mAh, výrobce udává, že tracker vydrží na jedno nabití až 7 hodin. Zařízení se dodává se dvěma vyměnitelnými podstavci - první je rovný

¹⁵field of view, zorný úhel



Obrázek 2.2: Srovnání HTC Vive trackerů 2. a 3. generace

a uprostřed má umístěný stativový závit, zatímco druhý je zaoblený a umožňuje uchycení gumových pásek pro upevnění trackeru na lidské tělo (pásy jsou také součástí balení). První, testovací verze Tundra trackeru, měla hmotnost přibližně 40 g , u prodávané verze to je 48 g ¹⁶, což je poměrně velký rozdíl oproti konkurenčním zařízením (například 89 g u HTC Vive Tracker 2.0).

Výrobce také představil na trh nový Super Wireless Dongle (SW Dongle), který umožňuje komunikovat až se sedmi zařízeními najednou. To je zásadní rozdíl oproti HTC Vive trackerům, kde je potřeba pro každý tracker zapojit jeden USB dongle, což v praxi vede k rychlému vyčerpání dostupných USB portů počítače při použití více trackerů. SW Dongle je dostupný také samostatně a umožňuje připojení i jiných zařízení kompatibilních se SteamVR Tracking, tudíž jeho využití může být zajímavé pro širší okruh uživatelů.

Společnost Tundra Labs zahájila prodej těchto trackerů na platformě *Kickstarter.com* a o její produkty byl hned od začátku velký zájem, o čemž svědčí i překonání stanoveného cíle kampaně $250\ 000\ \$$ za jediný den. Celkově se v kampani vybralo $1\ 377\ 847\ \$$. [1]

¹⁶Váženo s podstavcem pro uchycení gumových pásek

2.3 Studie VIREFYRS

Studie s názvem Virtuální realita ve fyzioterapii nemocných s roztroušenou sklerózou (VIREFYRS) - cesta k zefektivnění plastických a adaptačních procesů mozku, se zabývá přínosem virtuální reality pro rehabilitaci pacientů s roztroušenou sklerózou. Hlavním řešitelem studie je Doc. PhDr. Kamila Řasová, Ph.D, která vede tým odborníků z 3. lékařské fakulty Univerzity Karlovy (3. LF UK) a Institutu klinické a experimentální medicíny (IKEM).

60 - 75 % pacientů s roztroušenou sklerózou je postiženo poruchou funkce horních končetin, která negativně ovlivňuje kvalitu jejich života a provádění běžných činností. Je prokázáno, že fyzioterapie hraje zásadní roli v léčbě poruch hybnosti horních končetin, ovšem přístupy k řešení obtíží se liší. Ze současného výzkumu jednoznačně nevyplývá, která metoda je nejefektivnější. Jednou z možností zvýšení efektivity terapie je využití virtuální reality a základních herních mechanismů, zejména systém výzvy a odměny, což umožní vyšší koncentraci a motivaci k plnění úkolů. Virtuální realita je považována za bezpečnou a efektivní metodu pro rehabilitaci chůze, rovnováhy, ale také pro zlepšení funkce horních končetin. Pilotní projekt, který předcházel studii VIREFYRS, prokázal, že samotná virtuální realita bez zpětné vazby pacienta není účinnější než standardní terapie.

2.3.1 Rehabilitační aplikace

Výše uvedené důvody vedly ke vzniku speciální rehabilitační aplikace, která je účelově vyvinutá pro potřeby rehabilitace pacientů s roztroušenou sklerózou. Od roku 2019 se o vývoj aplikace stará tým pod vedením Doc. Ing. Libora Váši, Ph.D. na Katedře informatiky a výpočetní techniky Fakulty aplikovaných věd na Západočeské univerzitě v Plzni. Cílem této aplikace je umožnit pacientům s roztroušenou sklerózou provádět kontrolovanou terapii ve virtuální realitě pomocí předem určených vzorů cvičení a hraní jednoduchých her. Prostředí virtuální reality umožní vizualizaci správného provedení cviku a navede pacienta, jak má pohyb provést. Kvalitní provedení pohybu ještě navíc kontroluje a zajišťuje terapeut technikami neuroproprioceptivní facilitace a inhibice¹⁷. Při použití rehabilitace ve virtuální realitě se předpokládá efektivnější obnovení funkce horních končetin než při použití standardní terapie. Předpokládá se také zvýšení terapeutického efektu pomocí aktivace zrcadlových neuronů a tím způsobenou multifaktoriální stimulací smyslů a dopaminových center v mozku.

¹⁷utlumení

2.3.2 Průběh terapie

Cílem studie je ověřit přínosy terapie ve virtuální realitě oproti standardní terapii. Randomizovaná studie probíhá na Klinice revmatologie a rehabilitace 3. LF UK a Fakultní Thomayerovy nemocnice (FTN) a Neurologické klinice 3. LF UK a Fakultní nemocnice Královské Vinohrady v Praze (FNKV). Ve studii se porovnávají 2 skupiny pacientů postupujících ambulantní fyzioterapii na neurofyziologickém podkladě zaměřenou na zlepšení funkce horních končetin, stability trupu, zvedání do stoje a stability ve stoje. Terapie by měla probíhat 2x týdně a pacient by měl absolvovat celkem 15 terapií po přibližně 60 minutách. Experimentální skupina absolvuje terapii s využitím virtuální reality, zatímco kontrolní skupina absolvuje konvenční terapii bez virtuální reality. Účastníci studie jsou podrobeni kontrolním vyšetřením před a po skončení terapeutického programu. Pro účast ve studii musí pacient splňovat následující kritéria:

- jednoznačná klinická diagnóza RS
- EDDS v rozmezí 2 - 7 určená neurologem nebo vyškoleným klinikem
- bez recidivy poslední měsíc
- bez změn v nemoci modifikující léčby a bez terapie kortikoidů v průběhu posledního měsíce

Zároveň jsou definována vylučující kritéria pro účast ve studii:

- jiné faktory narušující mobilitu horních končetin
- snížení kognitivní funkce komplikující vyšetření a následnou terapii
- závažná interní kontraindikace
- kontraindikace vyšetření pomocí funkční magnetické rezonance (kardiostimulátor, přítomnost kovových svorek nebo jiných kovových předmětů v oblasti obličeje a hlavy)

Na začátku a na konci terapie absolvuje pacient vyšetření jeho klinického stavu. Skládá se z osobního dotazníku, pro účastníky experimentální skupiny také z dotazníku týkajícího se terapie ve virtuální realitě. Pacient také absolvuje sérii klinických testů, které hodnotí jeho celkovou kondici a aktuální stav. Klinické testy se zaměřují na hodnocení posazování, kolíkový test, hodnocení jemné i hrubé manuální zručnosti a vyšetření třesu. Dále proběhne vyšetření pomocí funkční magnetické rezonance (fMRI) za účelem

sledování plastických a adaptačních změn na mozku způsobených neuroproprioceptivní facilitací¹⁸ a inhibicí. Při fMRI se monitoruje nejen klidový stav, ale také unilaterální¹⁹ aktivní stimulace čtyřikrát pro každou končetinu. Pacientovi je také nalačno odebrána nesrážená plná krev pro analýzu RNA a dendritických buněk²⁰. Cílem je porozumět neurofyziologickým účinkům rehabilitace a zároveň sledovat stav imunitního systému u pacientů s roztroušenou sklerózou.

¹⁸usnadnění

¹⁹jednostranná

²⁰součást imunitního systému

3 Aplikace pro rehabilitaci paže ve virtuální realitě

3.1 Použitý hardware a software

V rámci práce [7] byl proveden experiment pro nalezení vhodného hardwaru, který by bylo možné upevnit na tělo pacienta, a umožnil by sledovat pohyb horních končetin a trupu. Byly porovnány senzory IMU s HTC Vive trackery. IMU senzory umožňují spolehlivé sledování orientace v prostoru a jejich použití je jednodušší než v případě HTC Vive trackerů, které potřebují mít instalované sledovací stanice a celý systém se tak stává hůře přenositelným. IMU senzory ale neumožňují spolehlivé sledování polohy v prostoru bez nutnosti pravidelné kalibrace. Vyhodnocení správnosti pohybu na základě orientace trackerů se ukázalo jako možné, jelikož ale v praxi je pro vyhodnocení pohybu pro terapeutů důležitější pozice, respektive kombinace pozice a orientace, bylo rozhodnuto o využití systému SteamVR Tracking a HTC Vive trackerů, které umožňují spolehlivé sledování polohy i orientace. Nevýhodou tohoto systému je nutnost instalace sledovacích stanic a konfigurace herního prostoru před prvním použitím, a tudíž horší přenositelnost celého systému. Vzhledem k tomu, že terapie probíhá vždy na specializovaném pracovišti, nejedná se o příliš velkou komplikaci.

Na základě rozhodnutí o využití HTC Vive trackerů bylo také rozhodnuto o využití headsetů z rodiny HTC Vive, konkrétně pak HTC Vive a později také HTC Vive Pro. Oproti jiným standalone zařízením je sice nevýhodou nutnost použít počítač, ke kterému je headset připojen, ale zároveň to umožní zobrazit terapeutovi informace o probíhajícím cvičení a ovládat rehabilitační aplikaci přímo z tohoto počítače. Při vývoji první verze bylo rozhodnuto o použití herního frameworku Unity, který umožňuje vyvíjet aplikace pro virtuální realitu a platformu SteamVR. Model paže vznikl v modelovacím nástroji Blender.

3.2 Vývoj aplikace

První verze rehabilitační aplikace vznikla v roce 2020 v rámci bakalářských prací Jakuba Franka[7], Jakuba Kodery[15] a Alexe Königa[16]. Vývoj byl rozdělen do tří částí - zaznamenání a vyhodnocení 3D dat pohybu ruky ve

VR [7], tvorba animace paže podle naměřených dat [16] a samotnou tvorbu rehabilitačního software a integraci ostatních komponent[15].

První verze měla být otestována na jaře roku 2020 na pracovišti ve FNKV, bohužel vlivem vypuknutí světové pandemie Covid-19 se testování posunulo až do léta 2020. Celou terapeutickou jednotku, zkrácenou na 10 terapií z důvodu pandemie, dokončili tři pacienti. Ostatní se z různých důvodů omluvili nebo přestali komunikovat. [21]

Na základě zkušeností s terapií v první verzi aplikace vznikla série požadavků na vylepšení a zvýšení kvality terapie. Tyto požadavky byly implementovány v první polovině roku 2021 v režii Jakuba Franka a vznikla tím druhá verze aplikace. Současně došlo k rozšíření terapií na pracoviště ve Fakultní Thomayerově nemocnici v Praze, což umožnilo získávání dalších podnětů pro rozšíření a vylepšení rehabilitační aplikace.

Pro definici nových požadavků a vývoj rehabilitační aplikace hraje důležitou roli mezioborová komunikace. Každý ze zainteresovaných členů - vývojářský tým z FAV ZČU, fyzioterapeuti a pacienti, má na danou problematiku trochu jiný úhel pohledu a je důležité koordinovat jednotlivé požadavky na vývoj nových funkcionalit a úpravu těch stávajících. Je potřeba brát v potaz technologické aspekty řešení, ale zároveň by měl být kladen důraz na přínos nových funkcí pro pacienta a současně umožnit jednoduchou, efektivní a intuitivní práci s aplikací fyzioterapeutům.

Po sérii terapií s druhou verzí aplikace na obou pracovištích byly v kooperaci s týmem fyzioterapeutů a odborníků z 3. LF UK stanoveny další požadavky na vývoj aplikace, které jsou implementovány v rámci této práce. Pro jejich vysvětlení a popsání jejich účelu je vhodné nejprve popsat princip vyhodnocování pohybu a jednotlivé funkcionality implementované v druhé verzi aplikace.

3.3 Vyhodnocení správnosti pohybu

Pro vyhodnocení polohy paže se využívají trackery uchycené na těle pacienta. Jeden tracker je umístěn na zápěstí, druhý na paži těsně pod ramenem (na deltový sval) a třetí tracker je umístěn na hrudník pacienta. Pro určení polohy hlavy se využívá údajů z headsetu.

O vyhodnocení správnosti pohybu se stará knihovna AAPD (Automatic Arm Position Detection), která vznikla v rámci práce [20]. Knihovna určuje správnost vykonávaného pohybu na základě záznamu vzorového cviku vykonaného fyzioterapeutem. Využívá se principu tunelu, který odpovídá válcovému tělesu o poloměru určeném příslušným konfiguračním paramet-

rem a jehož střed je určen body zaznamenaného vzorového cviku. Knihovna vyhodnocuje 24 rozměrná data (4 senzory, každý 6 DOF¹ - poloha a orientace) pomocí 24D tunelu. Původní verze APPD využívala pro nalezení nejlepší pozice ve vzorových datech strukturu KD-strom, jejíž princip je podrobně vysvětlen v kapitole 2.3.2 práce [20]. Při testování pilotní verze aplikace se ovšem toto řešení ukázalo jako nevhodné a bylo nahrazeno v rámci práce [7] algoritmem na principu hrubé síly. Dále je popsáno vyhodnocování správnosti pohybu tak, jak bylo implementováno v druhé verzi rehabilitační aplikace.

Hodnotící parametry

Pro hodnocení správnosti vykonávaného pohybu se využívá 2 hodnotících parametrů:

Fáze slouží k určení, jakou část cviku pacient vykonal. Je udávána v procentech, kdy 0 % značí počátek pohybu a hodnota 100 % konec pohybu. V ideálním případě se tedy pacient pohybuje nejdříve od 0 % do 100 % bez návratů a skoků ve fázi směrem zpět. Z důvodu odlišné rychlosti vykonávání pohybu v jeho jednotlivých částech (v koncových bodech pohyb zpravidla probíhá pomaleji) se hodnota fáze určuje na základě vzdálenosti mezi jednotlivými body podle vzorce 3.1, nikoliv na základě aktuálního indexu v poli zaznamenaných bodů.

Kvalita je určena vzdáleností k nejbližšímu bodu tunelu. Stejně jako fáze se udává v procentech od 0 % do 100 %, kde 100 % znamená nejlepší možný výsledek (vzdálenost od středu tunelu je menší nebo rovna jeho poloměru) a lineárně klesá k 0 % určených parametrem pro maximální vzdálenost od tunelu.

Rozdělení cviků

Cviky jsou rozděleny do dvou kategorií, které se liší způsobem provedení pohybu a jeho vyhodnocením:

Pohyby bez návratu, jako je například spirála, jsou pohyby, které pacient vykonává od začátku do konce. Fáze pohybu přesně odpovídá fázi ve vzorových datech. Pro úspěšné dokončení pohybu je potřeba dosáhnout cílové fáze, která je určena konfiguračním parametrem `phase_target` (více informací o možnostech konfigurace se nachází v sekci 3.4.3). Poté dojde k úspěšnému započítání opakování.

¹stupeň volnosti, degree of freedom

Pohyby s návratem, kde lze trajektorii rozdělit do dvou částí - extenční a flekční (cesta „nahoru“ a „dolů“). Pacient by měl nejdříve opsat extenční část pohybu, tím se dostane do vrcholu (apexu) a poté se opsáním flekční části dostat zpět přibližně do místa, odkud začínal. Pozice extenční a flekční části diagonály je přibližně stejná, ale jejich orientace se mohou hodně lišit. Oproti pohybu bez návratu se uchovává informace o maximální dosažené fázi a teprve po návratu se vyhodnotí, zda dosažená fáze překonala požadovanou hranici podle vzorce:

$$phase_{total} = \frac{phase_{max}}{phase_{apex}} \quad (3.1)$$

Pacient může při provádění udělat chybu a při vykonávání extenční části pohybu se začít vracet zpět ještě před dosažením vrcholu. Toto může být způsobeno například třesem a pacientovi je poté umožněno pokračovat ve vykonávání extenční části pohybu. Pokud by se ovšem začal vracet moc a rozdíl maximální dosažené fáze a aktuální fáze by překročil hodnotu parametru `PhaseDelta`, jehož výchozí hodnota je nastavena na 5%, je toto vyhodnoceno, jako že pohyb nebyl schopen dokončit, a následně je zobrazení přepnuto na flekční část pohybu. Při této změně je nalezen nejbližší bod k aktuální pozici z intervalu $\langle apex, n \rangle$ a dojde ke skokové změně ve fázi na fázi tohoto bodu. Pacientovi je jako úspěšný zaznamenán pouze takový cvik, kdy se dostane až do fáze $p \geq PhaseTarget\%$. Hodnota `PhaseTarget` je určena zvlášť pro každý cvik při konfiguraci aplikace.

Poloha vrcholu se v závislosti na naměřených datech nenachází vždy přesně v 50 %, a proto se určuje automaticky ze vzorových dat algoritmem popsáním v kapitole 5.3.2 práce [7].

Výpočet hodnotících parametrů

Algoritmus pro výpočet hodnotících parametrů je založen na principu hrubé síly. Algoritmus se snaží nalézt ve vzorových datech bod co nejpodobnější aktuální pozici trackerů v okolí naposledy nalezeného bodu nejbližšího bodu. Vzdálenost dvou pozic d_{pos} je určena podle vzorců 3.2 a 3.3 jako součet dílčích vzdáleností jednotlivých pozic d_k vynásobených vahami jejich pozic c_k , které jsou určeny konfiguračními parametry.

$$d_{pos} = d_1 * c_1 + d_2 * c_2 + d_3 * c_3 + d_4 * c_4 \quad (3.2)$$

$$d_k = |pos_{i,k}, pos_{curr}| \quad (3.3)$$

Výpočet vzdálenosti orientací jednotlivých bodů α_k se provádí podle vzorce 3.4 jako součet úhlů mezi aktuálním bodem a vzorovým bodem, které jsou vynásobeny vahami jednotlivých senzorů o_i určených konfiguračním parametrem pro orientace.

$$d_{rot} = \alpha_1 * o_1 + \alpha_2 * o_2 + \alpha_3 * o_3 + \alpha_4 * o_4 \quad (3.4)$$

Celková vzdálenost aktuální pozice pacienta od vzorové pozice je poté určena podle vzorce 3.5 jako součet vzdáleností pozic a orientací.

$$d_{total} = d_{pos} + d_{rot} \quad (3.5)$$

Vzdálenost mezi dvěma po sobě jdoucími pozicemi p_i, p_{i+1} v kolekci dat je určena podle vzorce 3.6. Pro usnadnění výpočtu se vypočte před zahájením pohybu a uloží se do jednorozměrného pole. Kolekce se prohledává na každou stranu od poslední pozice určené v předchozí iteraci. Vzdálenost, do jaké je prohledávána vzorová kolekce, je určena parametrem `distanceThreshold`.

$$d_i = \sum_{j=1}^4 |p_i^j, p_{i+1}^j| * c_{pos}^j \quad (3.6)$$

Z prohledaných bodů se nalezne ten, který je nejbližší (nejvíce se podobá) aktuální pozici trackerů, a vypočítají se hodnotící parametry. Jestliže se tento bod nachází na indexu i , je aktuální fáze vypočtena podle vzorce 3.7.

$$phase_{curr} = \frac{\sum_{j=0}^{i-1} d_j}{d_{total}} \quad (3.7)$$

Kvalita se vypočítá mapováním vzdálenosti d_{total} vypočtené podle vzorce 3.5 z intervalu $\langle tunnelRadius, maxTunnelDistance \rangle$ do intervalu $\langle 0, 1 \rangle$. V případě, že je celková vzdálenost $d \leq tunnelRadius$, je kvalita 100%, naopak pokud vzdálenost $d \geq maxTunnelDistance$, je kvalita určena jako 0%.

$$\begin{aligned} maxTunnelDistance = \\ = \sum_{j=1}^4 \left((tunnelRadius + maxQualityDistance) * c_{pos}^j \right) + \sum_{j=1}^4 \left(\pi * c_{rot}^j \right) \end{aligned} \quad (3.8)$$

Aby se zamezilo velkým skokům ve fázi a byla zajištěna dostatečná kvalita cvičení, je změna fáze umožněna, pouze pokud je kvalita vyšší nebo rovna parametru `quality_threshold`. Tímto je zajištěno, že nedojde k posunu po trajektorii, dokud pacient nedosáhne požadované kvality, a nedojde tak k náhlému skoku ze začátku trajektorie hned na její konec (například skok o jedno nebo více vinutí spirály).

3.4 Implementované funkcionality

V druhé verzi rehabilitační aplikace jsou implementovány následující funkcionality.

3.4.1 Cvičení

Hlavní implementovanou funkcionalitou je možnost provádět kontrolované cvičení s jasným vyhodnocením pomocí parametrů fáze a kvality. Cvičení se zaměřuje na horní končetiny. Konkrétní implementované cviky jsou PNF diagonály, nácvik vstávání ze židle a obkreslení spirály. V první verzi aplikace probíhá vyhodnocování pohybu modifikovanou knihovnou AAPD popsanou v 3.3. Knihovna poskytuje údaje o aktuální fázi, kvalitě a v případě pohybu s návratem i o maximální dosažené fázi cvičení. Vyhodnocení, zda bylo dosaženo požadované fáze a lze tedy započítat úspěšné opakování pohybu, je v režii rehabilitační aplikace. Pro úspěšné započítání cviku je potřeba dosáhnout fáze stanovené v konfiguraci cvičení. Uživatel je o úspěšném započítání cviku informován přehráním zvuku a vizuálně na informační tabuli, kterou vidí ve virtuálním prostředí před sebou.

Před začátkem cvičení se pro správnou transformaci tunelu využívá neutrální pozice, do které se musí pacient dostat před začátkem každého cviku. Jako neutrální pozice je označen vzpřímený sed, nohy opřené o zem celými chodidly s pravým úhlem v koleni a dlaněmi položenými na kolenou. Stejná poloha je zaznamenána i u terapeuta před začátkem nahrávání vzorového cviku. Před zahájením cviku se proband posadí do neutrální pozice, obsluha aplikace stiskne mezerník a celý tunel se transformuje tak, aby aktuální poloha hrudníku odpovídala poloze hrudníku ve vzorové neutrální pozici.

Jelikož se předpokládá, že každý pacient má jiné fyzické proporce, provádí se ještě škálování tunelu. Ze vzorové neutrální pozice se spočte vzdálenost mezi hlavou a zápěstím ($dist_{trainer}$). Při zahájení cviku, kdy je pacient v neutrální pozici, se také spočte vzdálenost mezi jeho hlavou a zápěstím ($dist_{user}$). Tunel je poté škálován podle vzorce 3.9, neboli každý bod tunelu pos_{old} je posunut dál nebo blíže k neutrální pozici hrudníku $pos_{neutral}$ tak, aby co nejvíce odpovídal fyzickým proporcím pacienta a ten mohl dosáhnout co nejvyššího hodnocení.

$$pos_{new} = \frac{dist_{user}}{dist_{trainer}} * (pos_{old} - pos_{neutral}) \quad (3.9)$$

Pro každý cvik je pacientovi ve virtuálním prostředí vykreslena ideální trajektorie pohybu (při konfiguraci lze zvolit pro které senzory se má trajektorie zobrazovat). V ideální trajektorii je zvýrazněna aktuální poloha nejbližšího

bodů ze vzorových dat jako kulička, která se pohybuje se změnou fáze. Pro zvýraznění správné orientace se používá model krychle, která je obarvená v souladu s barvami jednotlivých os v Unity (osa x - červená, osa y - zelená, osa z - modrá) tak, že stěny v kladném smyslu příslušné osy jsou obarveny, zatímco protilehlá stěna zůstává vždy bílá. Tyto krychle jsou poté zobrazeny po určitém počtu bodů v trajektorii. Trackery jsou ve virtuálním prostředí vizualizovány stejným modelem, doplněným ještě navíc o popis trackeru. Proband tedy může dosáhnout správné orientace jednoduše zarovnáním orientace příslušného modelu trackeru s orientací kostičky zobrazené v tunelu. V případě, že pacient není z nějakého důvodu schopen dokončit aktuální cvik, je možné jej přeskočit stisknutím mezerníku.

V první verzi aplikace bylo umožněno pracovat pouze s jednou sadou trackerů. V praxi to vypadalo tak, že pokud pacient měl provádět cviky na druhou ruku, musel terapeut dát trackery ze zápěstí a ramene na druhou paži, což bylo velmi nepraktické. Z tohoto důvodu byl rozšířen počet trackerů tak, aby pacient měl trackery na obou pažích a mohl cvičit levé i pravé cviky bez nutnosti přemisťovat trackery z jedné paže na druhou. Vzniklo nové rozlišení pohybů na levé, pravé a oboustranné. Oboustranný cvik je například vstávání, které bylo v první verzi vyhodnocováno pouze na základě dat z jedné paže.

Jelikož na začátku cviku často terapeut navádí pacienta do správné pozice, může se stát, že na chvíli zakryje hrudní tracker, jehož pozice je následně v aplikaci špatně vyhodnocena. Při umístění tunelu na začátku cviku se tak může stát, že tunel je vlivem zakrytí trackeru umístěn špatně. Aplikace byla v druhé verzi doplněna o upozornění, pokud hrudní tracker není na začátku pohybu sledován základovými stanicemi a aplikace neumožní pacientovi pokračovat v pohybu, dokud se neobnoví jeho sledování.

3.4.2 Hry

První implementovanou hrou v aplikaci je sbírání míčků, kdy pacient má za úkol postupně sbírat míčky v prostoru okolo sebe pomocí virtuální ruky, která je spojena s trackerem na zápěstí. Jednotlivé míčky jsou od sebe barevně odlišeny na sebrané, nesebrané a následující míček. Pokud pacient následující míček ztratí z dohledu, je mu pomocí šipky naznačeno, jakým směrem se má otočit, aby míček znovu našel. K dispozici je ještě informační tabule, kde je k vidění aktuální skóre.

Pozice míčků v prostoru si volí terapeut pomocí samostatné záznamové aplikace pro hru s míčky. Terapeut si stisknutím tlačítka zaznamenává aktuální pozici trackeru na zápěstí. Zaznamenané pozice se po ukončení záznamu

uloží do samostatného `xml` souboru, který je při hře načten rehabilitační aplikací.

3.4.3 Konfigurace

Aby terapie byla co nejvíce přizpůsobena potřebám jednotlivých pacientů, aplikace umožňuje konfigurovat celou řadu parametrů. Terapeut tak může vytvářet různé kombinace cvičení a her a zároveň měnit úroveň jejich obtížnosti a zvolit, jak má vypadat vizualizace správného cviku. Konfigurace probíhá pomocí `xml` souborů a její podrobný popis je součástí práce [15].

Cviky a hry

Základní konfigurace umožňuje volit pořadí cviků a her a počet opakování jednotlivých cviků. Dále je umožněno konfigurovat náročnost jednotlivých cviků volbou cílové fáze a požadované minimální kvality, které musí pacient dosáhnout v průběhu cvičení.

Definice cviků

Definice jednotlivých cviků se nachází v samostatném souboru. Zde je definováno, zda se jedná o cvik na levou ruku, pravou ruku nebo obě ruce. Definice cviku dále obsahuje cestu k vzorovému záznamu a souboru s animačními daty pro animaci paže. Tímto způsobem je umožněno přidávat nové cviky a hry bez nutnosti překladu a sestavení celé aplikace.

Konfigurace tunelu

Pro přizpůsobení tunelu a správné vyhodnocení pohybů je umožněno nastavit váhy jednotlivých trackerů a měnit poloměr tunelu. Princip vyhodnocování správnosti pohybu je popsán v sekci 3.3.

3.4.4 Vizualizace

Pohled pacienta zobrazuje virtuální prostředí v headsetu. Ve virtuálním prostředí se pacient nachází v prostředí Stonenge, kde sedí přímo uprostřed kruhů z kamenů a před sebou vidí informační tabuli na které jsou zobrazeny informace o průběhu cvičení. Pacientovi je v průběhu cvičení vizualizována ideální trajektorie aktuálního cviku včetně aktuální pozice a požadovaných orientací jednotlivých trackerů. Pro aktivaci zrcadlových neuronů, podrobněji popsaných v sekci 2.3.1, se zobrazuje

animace virtuální paže a jejího ideálního pohybu. Poloha paže se určuje podle aktuální polohy hrudního trackeru a lze ji upravovat pomocí šipek na klávesnici tak, aby co nejvíce odpovídala pozici reálné paže. Animace paže je vytvářena na základě naměřených vstupních dat metodou gradientního sestupu a její podrobný popis se nachází v práci [16]. Pro usnadnění nácviku vstávání je ve virtuálním prostředí zobrazen model židle, jehož poloha je určena pomocí trackeru uchyceného na skutečné židli, na které pacient sedí. Toto zobrazení židle by mělo zabránit pocitu, že si pacient sedá do prázdna.

Pohled terapeuta slouží pro ovládání rehabilitační aplikace a sledování průběhu terapie na monitoru. V okně aplikace se zobrazuje stejný pohled, jaký vidí pacient ve VR. Navíc je doplněn o postranní panely pro konfiguraci a sledování vyhodnocení pohybu, které lze stiskem tlačítka na okraji minimalizovat na lištu, aby nebránily ve výhledu. Panely zobrazují aktuální stav cvičení a hodnoty hodnotících parametrů, umožňují ovládat nahrávání a přehrávání zaznamenaných pohybů a měnit průhlednost a pozici ruky, pokud by pacientovi překážela při vykonávání cviku.

3.4.5 Záznam vzorových cviků

Pro účely nahrávání vzorových cviků vznikla samostatná aplikace. Při nahrávání vzorových cviků si terapeut na tělo upevní trackery a posadí se na židli do tzv. neutrální polohy, která se využívá pro správné určení polohy tunelu v průběhu cvičení, jak je popsáno v sekci 3.4.1. Po zaznamenání neutrální polohy terapeut vykoná vzorový cvik, který by měl co nejvíce odpovídat zvolené předloze (aktuálně PNF diagonály). Pro záznam spirál si terapeut může v aplikaci zobrazit vzorovou spirálu s konfigurovatelným průměrem a počtem závitů. Zaznamenaný cvik a neutrální poloha jsou uloženy do `csv` souborů ve formátu:

```
hh:mm:ss.SSSSSS;pX;pY;pZ;oX;oY,oZ\n
```

Jako první je uložen čas od začátku nahrávání (timestamp). Hodnoty začínající na *p* značí pozici v metrech v příslušné ose a hodnoty začínající na *o* značí orientaci v eulerovských úhlech okolo příslušné osy ve stupních. Rotace je aplikována jako tři nezávislé rotace v jednotlivých složkách v pořadí ZXY [22].

3.4.6 Záznam a přehrávání pohybů v rehabilitační aplikaci

Aby bylo možné analyzovat pohyb vizuálně a zároveň přehrávat jeho průběh v prostředí VR, je přímo v rehabilitační aplikaci implementován záznam a přehrávání cviků a her. Záznam cviků probíhá na stejném principu jako při záznamu vzorových cviků a ještě navíc je rozšířen o uložení transformovaného tunelu, aby bylo možné ho opět zobrazit při přehrávání cviku. Záznam se ovládá v příslušném panelu v okně aplikace na monitoru počítače, kde si obsluha zvolí složku, kam budou data uložena a ovládá začátek a konec záznamu.

V panelu pro přehrávání si poté terapeut zvolí složku se záznamem, z kterého se vytvoří animace a ta je následně přehrávána v nekonečné smyčce. Pro větší přehlednost jsou od sebe trajektorie jednotlivých trackerů barevně odlišeny. Pacient i terapeut si tímto způsobem mohou prohlédnout provedené cviky ve virtuálním prostředí a provádět vizuální analýzu cvičení. Při přehrávání již nedochází k vyhodnocení pohybu pomocí hodnotících parametrů.

Pro usnadnění obsluhy aplikace a zjednodušení následovného vyhodnocení přínosů terapie bylo do druhé verze aplikace doplněno automatické nahrávání cviků a her. Při spuštění cviku nebo hry je automaticky vytvořena složka s názvem cviku nebo hry a časem jejího spuštění. Do této složky jsou následně ukládány csv soubory se záznamem pohybu. Záznam je automaticky ukončen při dokončení cviku nebo hry. Aktivaci automatického nahrávání lze vypnout v panelu záznamu cviků a využívat manuální ovládání záznamu.

4 Požadavky na rozšíření

Na základě zkušeností s druhou verzí aplikace byly vytvořeny další požadavky na rozšíření rehabilitační aplikace. Definice těchto požadavků vzešla z diskuze s fyzioterapeuty a odborníky na léčbu roztroušené sklerózy z 3. LF UK, zpětné vazby pacientů, kteří terapii absolvovali, a pozorovaných nedostatků aplikace v průběhu jejího užívání.

Problematickou se ukázala být především animace pohybu paže. V původním řešení se pozice virtuální paže odvíjela od pozice trackeru na hrudníku. Toto vedlo k tomu, že pokud se pacient v průběhu cviku z nějakého důvodu otočil, paže se otáčela s ním v pozici stejné, jako byla poslední pozice nalezená v tunelu, což vypadalo velmi nepřírodně. Současně při provádění cviku se často stává, že pozice hrudníku není úplně stejná jako ve vzorovém cviku a virtuální ruka byla tedy oproti vizualizovanému tunelu vychýlená. Tento jev byl také částečně způsobený možností posouvat virtuální ruku tak, aby její pozice co nejvíce odpovídala pozici skutečné ruky a ramene na základě fyzických dispozic pacienta. Tento přístup se ukázal spíše jako kontraproduktivní a pro pacienty matoucí. Samotná animace paže pak působila nespojitě a ve výsledku nepřírodně a také pohyb paže nekopíroval trajektorii tunelu, takže pacienti preferovali při terapii mít virtuální paži vypnutou. Nespojitě působil také pohyb kuličky značící aktuální pozici v jednotlivých trajektoriích tunelu. I při pomalém a správném pohybu se kulička pohybovala skokově, nikoliv plynule, jak bylo očekáváno.

Je tedy potřeba zvolit jiný přístup k animaci paže, který na pacienta nebude působit rušivě, ale přirozeně a pomůže mu k správnému provádění cviků. Současně je potřeba vyřešit problém s neplynulou animací paže a pohybem v tunelu. Vzorová trajektorie cviku vychází ze záznamu cviku fyzioterapeutem. Vlivem třesu a nepřesnosti určení polohy a orientace systémem SteamVR Tracking nejsou výsledné křivky hladké a je potřeba je vyhladit. K vyhlazení trajektorie vzorového pohybu bude použito laplaceovské vyhlazování. Stejnou technikou bude také vyhlazena animace virtuální paže. Pro zlepšení plynulosti animace je potřeba také zvětšit počet bodů v křivce trajektorie, čehož lze nejlépe dosáhnout metodou interpolace, kdy se pomocí výpočtu mezi známé body trajektorie přidávají další body.

Kombinací těchto technik by se pohyb měl stát plynulejším a mělo by dojít k odstranění skokových změn v trajektorii a animaci paže.

Aby bylo možné pro terapeuta snadno a rychle vyhodnotit správnost polohy jednotlivých trackerů, bylo navrženo do rozhraní terapeuta přidat

vizualizaci jednotlivých složek kvality. Při pozorování terapie bylo zjištěno, že pokud pacient vykonává cvik chybně a celková kvalita pohybu je nízká, je pro něho i pro terapeuta složité vyhodnotit, co přesně provádí chybně a jak chybu napravit. Z tohoto důvodu bylo navrženo přidat do rozhraní terapeuta vizualizaci kvality pohybu pro jednotlivé trackery, aby bylo možné snadno identifikovat, jak který tracker přispívá k celkové kvalitě, a na základě toho následně uvést pacienta do správné pozice.

Implementace těchto funkcionalit a rozbor použitých technik jsou popsány v následujících kapitolách.

5 Úprava animace paže

V průběhu terapie se ukázalo, že animace paže nepůsobí pro pacienty přirozeně a raději provádějí terapii bez virtuální paže. V této kapitole je popsán způsob, jakým je animace paže generována, a následně je popsáno, jaké změny byly v procesu vizualizace virtuální paže provedeny, aby paže vypadala přirozeněji.

5.1 Generování animace

Generování animace paže je popsáno tak, jak bylo implementováno v práci [16]. Animace paže je generována v samostatné aplikaci na základě záznamů vzorových cviků prováděných fyzioterapeutem. Při generování animace se využívá principu inverzní kinematiky a pro jeden snímek vzorových dat se vytváří jeden snímek animace. Jeden snímek animace je určen pozicí virtuální ruky (pozice ramene) a úhly rotací kosti nadloktí a zápěstí. Jedná se tedy o soustavu s devíti stupni volnosti. Algoritmus metodou gradientního sestupu minimalizuje hodnotu objektivní (hodnotící) funkce, která je určena vzdáleností pozic a rotací trackerů umístěných na virtuální paži a pozic a rotací trackerů ze vzorových dat. Hodnota objektivní funkce se vypočítává podle vzorce 5.1, kde $error_u$ značí ohodnocení umístění trackeru na nadloktí a $error_f$ značí ohodnocení umístění trackeru na zápěstí.

$$f = error_u + error_f \quad (5.1)$$

Ohodnocení jednotlivých trackerů je určeno podle vzorce 5.2.

$$error = a * angleDiff(x)^2 + b * angleDiff(y)^2 + c * angleDiff(z)^2 + d * dist^2 \quad (5.2)$$

kde parametry a, b, c a d jsou konstanty, které určují váhy jednotlivých složek. Hodnota $dist$ značí vzdálenost virtuálního a reálného trackeru (v metrech) a $angleDiff$ je funkce, která vypočte úhel mezi lokálními osami virtuálního a reálného trackeru (ve stupních). Druhé mocniny se ve vzorci vyskytují, aby funkce byla vhodná pro výpočet v rámci algoritmu gradientního sestupu a jeho konvergenci.

Algoritmus gradientního sestupu využívá pouze lokální informace pro nalezení minima objektivní funkce. Jakým způsobem měnit vstupní parametry objektivní funkce, je určeno vytvořením gradientu postupnou derivací objektivní funkce podle jejích stupňů volnosti. Derivací se využívá, jelikož určí

sklon (tečnu) funkce v daném bodě. Pro určení velikosti kroku se využívá parametr δ . Nová pozice $p_i + 1$ (pozice ramene + orientace kostí) v další iteraci je při použití algoritmu gradientního sestupu určena podle vzorce 5.3.

$$p_{i+1} = p_i - \delta * \nabla F \quad (5.3)$$

kde p_i je aktuální pozice a ∇F je gradient. Pro vygenerování první pozice paže animace vygeneruje několik náhodných pozic určených úhly v nadloktí a předloktí. Na tyto pozice se následně aplikuje metoda gradientního sestupu a pro další iterace se zvolí ta pozice, která má nejmenší hodnotu objektivní funkce. Algoritmus gradientního sestupu je následně aplikován pro každý snímek aplikace. S každou iterací se mění hodnota $\delta_{i+1} = \frac{\delta_i}{2}$ dokud neplatí, že $\delta > \epsilon$. Poté je algoritmus gradientního sestupu ukončen, nalezená pozice prohlášena za finální a uložena. Počáteční hodnota δ a parametr ϵ jsou určeny v konfiguraci aplikace. Tento postup, implementovaný v práci [16] se mírně liší od standardní implementace gradientního sestupu. Aby algoritmus gradientního sestupu neuvázl v lokálním minimu objektivní funkce, provádí se v každém kroku perturbace, která spočívá v náhodném posunutí nalezené pozice v každé iteraci a porovnáním objektivní funkce původní a posunuté pozice. Pokud je hodnota objektivní funkce posunuté pozice menší než hodnota objektivní funkce původní pozice, další výpočet pokračuje s posunutou pozicí. Předpokládá se, že objektivní funkce bude konvergovat k lokálnímu minimu jen v blízkém okolí, a proto je rozsah náhodného posunu stanoven dostatečně malý tak, aby vygenerovaná pozice nebyla úplně ztracena. Po vygenerování všech pozic jsou všechny uloženy do `csv` souboru. Jeden řádek tohoto souboru je rozdělen do 6 sloupců, kdy první 3 sloupce udávají globální eulerovské rotace kosti nadloktí a další 3 sloupce udávají globální eulerovské rotace kosti předloktí.

Animace prstů a dlaně je vytvářena manuálně v programu Blender a úhly jednotlivých kostí jsou následně exportovány skriptem do `csv`. Jeden snímek animace dlaně je reprezentován 21 řádky, které obsahují relativní orientace jednotlivých kostí. V aplikaci pro generování animace se sloučí nalezené animace paže s animací dlaně a prstů do jedné, se kterou následně pracuje rehabilitační aplikace. Jeden snímek výsledné animace je uložený na 22 řádkách - 1 řádek animace paže + 21 řádků animace dlaně a prstů.

Informace o generování animace vycházejí z práce [16].

5.2 Navržené úpravy

Určování pozice virtuální paže na základě aktuální pozice hrudního trackeru se ukázalo jako neuspokojivé. Z tohoto důvodu bylo navržena úprava mechanismu aplikace tak, aby se virtuální paže pohybovala po vzorové trajektorii cviku a její pozice by nebyla navázaná na aktuální pozici hrudního trackeru. Aktuální index snímku animace by takto odpovídal indexu nejbližší nalezené pozice ze vzorových dat. Přestože animace pohybu virtuální paže by takto odpovídala vzorovému pohybu, v případě, že by se pacient oddálil od tunelu, by paže zůstala viset ve virtuálním prostoru a nenavozovala by dojem, že se jedná o pacientovu ruku. Tento problém lze snadno vyřešit zprůhledněním virtuální paže, pokud se hrudní tracker vzdálí od své vzorové pozice. Jelikož algoritmus gradientního sestupu optimalizuje i pozici ramene, je potřeba toto zohlednit při přehrání animace. Pozice virtuální ruky pos_{arm} vůči vzorové pozici hrudníku pos_{chest} by tedy měla odpovídat pozici ramene $pos_{shoulder}$ (určené gradientním sestupem) podle vzorce 5.4, jelikož při generování animace se za pozici hrudníku považuje počátek soustavy souřadnic.

Vzhledem k tomu, že orientace tunelu může být různá, je také potřeba udávat rotace jednotlivých kostí v lokálních úhlech, nikoliv v globálních, jak tomu bylo doposud.

$$pos_{arm} = pos_{chest} + pos_{shoulder} \quad (5.4)$$

5.3 Implementace

Pro implementování změn v přehrávání animace virtuální paže bylo potřeba provést změny v rehabilitační aplikaci, ale také v aplikaci pro generování animací.

5.3.1 Úpravy v aplikaci pro generování animací

Původní formát csv souborů s animacemi paže vůbec neobsahoval údaje o pozici ramene. Bylo tedy potřeba upravit formát souborů tak, aby obsahoval také pozici ramene. Úpravou metody `Write` třídy `AnimationController` byl formát rozšířen na 9 sloupců:

pX ; pY ; pZ ; uX ; uY ; uZ ; fX ; fY ; fZ

První 3 sloupce (pX ; pY ; pZ) obsahují pozici ramene (relativně k pozici hrudníku pro daný snímek). Další 3 sloupce udávají eulerovské rotace kosti nadloktí (uX ; uY ; uZ) a kosti předloktí (fX ; fY ; fZ). Všechny úhly jsou lokální vůči svému rodiči v modelu paže - `localEulerAngles`.

Současně s přidáním pozice bylo potřeba upravit váhy jednotlivých složek hodnotící funkce (podle vzorce 5.1). V původním řešení nebyl příliš kladen důraz na pozici. Váha všech koeficientů byla stejná - 0.1, ale jelikož pozice byla v metrech a úhly ve stupních, tak rozdíl pozice o 1 metr měl stejnou váhu jako rozdíl úhlu o 1°, tudíž optimalizace úhlů byla přednější. Parametry v metodě `CalculateObjFunc` v třídě `MathFunc`, odpovídající rovnici 5.1, byly upraveny tak, aby parametr pro váhu pozice byl $d = 10$, tedy stokrát větší než ostatní parametry.

5.3.2 Úpravy v rehabilitační aplikaci

V rehabilitační aplikaci bylo potřeba odstranit navázání virtuální paže na hrudní tracker. Současně bylo potřeba zablokovat pozicování virtuální paže pomocí šipek, které bylo řízeno třídou `ArmTransformController`. V návaznosti na změnu formátu csv souboru s animací paže došlo také k úpravě přehrávání animace v třídě `RotationsAnimationPlayer`. Index aktuálního snímku animace je určen z aktuálního indexu nejbližšího bodu v tunelu, který poskytuje metoda `LastIndex` rozhraní `IProcessor`.

Model ruky je nejprve transformován na pozici hrudníku v tunelu metodou `SetPositionAndRotation` třídy `Transform` a následně metodou `Vector3.Translate` posunuta na pozici ramene, která vychází z animačních dat. Poté dojde k úpravě lokálních rotací kostí (`LocalEulerAngles`). Metoda `SetTransparency` třídy `ArmTransformController` byla upravena, aby v případě, že vzdálenost mezi aktuální pozicí hrudního trackeru a aktuálním bodem v tunelu je větší než hodnota zadaná konfiguračním parametrem `maximum_transparent_dist`, klesala průhlednost virtuální paže lineárně až do vzdálenosti $1.5 * \text{maximum_transparent_dist}$ podle vzorce 5.5, kde ruka přestane být zobrazována. Parametr průhlednosti odpovídá parametru a z barevného modelu RGBA.

$$t = \max(0, t - (2 * t * \frac{d_{chest} - d_{max}}{d_{max}})) \quad (5.5)$$

Hodnota t udává průhlednost (uživatel si může výchozí hodnotu průhlednosti ruky upravit) ruky, d_{chest} je aktuální vzdálenost od hrudníku, d_{max} je hodnota konfiguračního parametru `maximum_transparent_dist`. Jelikož průhlednost nemůže nabývat záporných hodnot, je do vzorce doplněna funkce `max`.

6 Interpolace naměřených trajektorií

Pro zlepšení plynulosti animace paže a pohybu v tunelu bylo navrženo doplnit křivky naměřených vzorových cviků a animaci virtuální paže o další snímky technikou interpolace. V kombinaci s vyhlazením jednotlivých křivek a vyhlazením animace paže, které je popsáno v kapitole 7, by mělo dojít ke zlepšení plynulosti pohybu virtuální paže bez skokové změny pozice kuličky, která zobrazuje aktuální nejbližší bod z tunelu v jednotlivých křivkách.

Interpolace je metoda, která slouží k nalezení přibližných hodnot funkce, pokud jsou k dispozici přesné hodnoty funkce pouze v některých bodech. Interpolace slouží pro odhad hodnot v intervalu určeném známými hodnotami. Pro odhad hodnot mimo interval známých hodnot se používá technika extrapolace. Dále jsou popsány některé metody interpolace, návrh řešení a jeho implementace.

6.1 Metody interpolace

Z matematického pohledu lze na interpolaci nahlížet takto: Mějme dvourozměrný statistický soubor S o rozsahu N , kde každému prvku $s \in S$ náleží uspořádaná dvojice $[x, y]$ dvou argumentů X, Y . Tento statistický soubor je nejčastěji udáván tabulkou s dvěma sloupci - X, Y a N řádkami. Lze samozřejmě samostatně zkoumat jednorozměrnými statistickými metodami zvlášť proměnnou X a proměnnou Y . Jelikož je ale cílem zkoumat závislost těchto proměnných, ví se, nebo se předpokládá, že Y je proměnná závislá na proměnné X . Tento soubor lze také snadno graficky znázornit. Pokud se dvojice $[x, y]$ bude interpretovat jako souřadnice bodů v rovině, je možné vizualizovat dvourozměrný statistický soubor jako rovinný graf.

Úloha interpolace a extrapolace se poté zabývá zjištěním závislosti Y na X , které umožní zjištění neznámé hodnoty $y_k \in Y$ pro takové $x_k \in X$, které se nenachází v tabulce dat.

Obecná interpolace slouží k nalezení funkce $y = g(x)$ takové, která pro n různých parametrů $x_0, x_1, x_2 \dots x_n$ nabývá stejných hodnot jako původní funkce $y = f(x)$. Tedy že platí $f(x_i) = g(x_i)$ pro $i = 0, 1, 2 \dots n$. Dále se se úloha interpolace zabývá odhadem nepřesnosti náhrad hodnot $f(x)$ hodnotami funkce $g(x)$, tedy jak moc je nahrazující funkce $g(x)$ odlišná od původní

funkce $f(x)$. Dále jsou v textu vysvětleny konkrétní metody interpolace.

Polynomiální interpolace

Polynomiální interpolace nahrazuje původní funkci polynomem. Obecně lze polynomiální funkci vyjádřit jako $y = \sum_{i=0}^k a_i * x^i$. Polynom stupně k má $k+1$ koeficientů. Pokud tedy je známo $k+1$ dvojic $[x_i, y_i = f(x_i)]$ lze sestavit $k+1$ lineárních rovnic o $k+1$ neznámých koeficientech a_i . Jediným řešením soustavy těchto rovnic jsou koeficienty polynomu stupně k , který prochází zadanými body. Dvourozměrný statistický soubor S o velikosti n vzorků lze tedy proložit polynomem stupně $n-1$. Je zřejmé, že vzhledem k nutnosti řešení soustavy rovnic o velikosti n s rostoucí velikostí S zásadně narůstá také časová náročnost výpočtu. Další nevýhody tohoto přístupu jsou jeho nestabilita způsobená numerickým výpočty a nepřesnou reprezentací reálných čísel v počítači a rychlá oscilace polynomů vyšších řádů. [11]

Lineární interpolace

Lineární interpolace využívá pro aproximaci hodnot mezi zadanými body přímku. Každá přímka v rovině je jednoznačně definovaná dvěma body a lze ji vyjádřit pomocí dvou koeficientů jako $y = f(x) = a * x + b$. Obecně tedy neexistuje jedna přímka pro celý statistický soubor, ta by mohla existovat pouze v případě kolineárních dat. U lineární interpolace se předpokládá, že dvojice bodů ze statistického souboru S jsou seřazeny podle X . Poté lze mezi jednotlivými dvojicemi $[x_i, y_i], [x_{i+1}, y_{i+1}]$ určit jedinou přímku. Odhadované hodnoty se tedy nacházejí na úsečce, která tvoří část této přímky ohraničené body $[x_i, y_i], [x_{i+1}, y_{i+1}]$. Pro celý statistický soubor pak vznikne soustava $n - 1$ úseček, které tvoří lomenou čáru. Tento přístup není výpočetně složitý a je vhodný pro použití v celé řadě odvětví.[11]

Interpolace vyšších řádů

Interpolace vyšších řádů je založena na stejném principu jako lineární interpolace, jen využívá polynomy vyšších řádů. Pro interpolaci kvadratickým polynomem jsou pro jednoznačné určení paraboly potřeba 3 dvojice bodů $[x_i, y_i], [x_{i+1}, y_{i+1}], [x_{i+2}, y_{i+2}]$. Analogicky pro interpolaci kubickým polynomem jsou zapotřebí 4 dvojice bodů. Pro tuto metodu lze obecně volit polynomy i vyšších řádů, ale jedná se o postup čistě mechanický, a proto jeho použití je potřeba předem důkladně zvážit.[11]

Splines

Metoda spline křivek využívá, stejně jako předchozí metoda, polynomy vyšších řádů, nejčastěji kubické. Navíc ale přidává ještě podmínku, aby jednotlivé kubické křivky na sebe plynule navazovaly. Toho je docíleno tak, že jednotlivé segmenty kubických křivek mají společné tečny ve společných, předem zadaných bodech x_i . To se dá matematicky vyjádřit tak, že v bodě x_k má křivka jdoucí zleva stejnou derivaci jako křivka, která z bodu x_k vychází. V krajních bodech se volí tyto derivace nulové. Výsledkem této metody je hladká křivka, která prochází zadanými body.[11]

Interpolace rotací

Interpolace rotací je komplikovanější než interpolace pozic nebo interpolace obecné funkce. Prostor všech rotací netvoří euklidovský prostor, ale třírozměrný manifold $SO(3)$. Interpolace rotací reprezentovaných eulerovskými úhly nemůže probíhat stejně jako u běžných funkcí, jelikož dochází ke skokové změně úhlu mezi hodnotami $360, 0$, resp. $-180, 180$. Klasickou interpolaci nelze použít ani pro reprezentaci rotací rotačními maticemi, jelikož výsledná matice nemusí (a pravděpodobně nebude) reprezentovat matici rotace. Z těchto důvodů je vhodné interpolovat rotace reprezentované kvaterniony pomocí technik *lerp* a *slerp*, které jsou popsány v dalších sekcích.

Slerp

Sférická lineární interpolace slouží k interpolaci rotací reprezentovaných kvaterniony.

Kvaterniony

Reprezentaci rotací pomocí kvaternionů vymyslel v roce 1843 Rowan Hamilton. Jedná se o čtyřdimenzionální komplexní čísla, která se skládají z reálné části $s \in R$ a imaginární (vektorové) části $v \in R^3$. Pro imaginární složku platí:

$$\mathbf{i}^2 = \mathbf{j}^2 = \mathbf{k}^2 = \mathbf{ijk} = -1, \mathbf{ij} = \mathbf{k}, \mathbf{ji} = -\mathbf{k}$$

Množina všech kvaternionů se označuje H . Kvaternion $q \in H$ lze vyjádřit následujícími způsoby:

$$\begin{aligned} q &\equiv [s, v] && , s \in R, v \in R^3 \\ q &\equiv [s, (x, y, z)] && , s, x, y, z \in R \\ q &\equiv s + \mathbf{i}x + \mathbf{j}y + \mathbf{k}z && , s, x, y, z \in R \end{aligned}$$

Pro kvaterniony jsou definovány vlastní operace násobení a sčítání. Operace násobení kvaternionů je asociativní, ale není komutativní.

Rotace tvoří euklidovský prostor, ale tvoří třírozměrný manifold označovaný jako $SO(3)$. Pro popis rotací pomocí kvaternionů slouží podmnožina H_1 množiny H všech kvaternionů. Množina H_1 se skládá ze všech jednotkových kvaternionů, pro které platí $\|q\| = 1$. Tato množina tvoří v prostoru všech kvaternionů hyperkouli.

Pro rotaci bodu pomocí kvaternionu je potřeba nejprve převést bod $r = (x, y, z) \in R^3$ na kvaternion $p = [0, r] \in H$. Rotace bodu r kvaternionem $q \in H_1$, který vyjadřuje rotaci, probíhá podle následujícího vzorce:

$$\begin{aligned} p' &= qpq^{-1}, \\ p &= [0, r] \in H, \\ r &= (x, y, z) \in R^3, \end{aligned}$$

kde q^{-1} vyjadřuje inverzní kvaternion získaný podle následující vzorce:

$$q^{-1} = [s, -v], q = [s, v] \in H_1, v \in R^3$$

Podrobný popis kvaternionů a operací s nimi je popsán v technickém reportu [5], z kterého zároveň vycházejí zde uvedené informace.

Lineární interpolace kvaternionů: *Lerp*

Klasickou lineární interpolaci rotací reprezentovaných kvaterniony lze popsat následujícím způsobem:

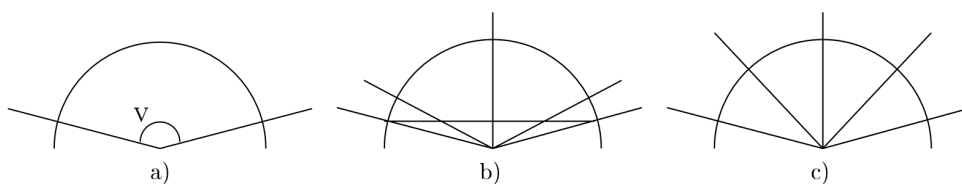
$$Lerp(q_1, q_2, h) = q_1(1 - h) + q_2h : q_1, q_2 \in H_1, h \in \langle 0, 1 \rangle$$

Kde q_1 a q_2 jsou jednotkové kvaterniony, které jsou zadané, a h je hodnota použitá k interpolaci. Výsledný kvaternion bude ležet na úsečce, která spojuje dva kvaterniony na hyperkouli H_1 . Výsledný kvaternion q_h tedy nebude ležet na povrchu hyperkoule, což ale ve skutečnosti není problém, jelikož pro obecný kvaternion lze nalézt nejbližší rotaci normalizací původního kvaternionu. Takto vzniklý kvaternion již reprezentuje rotaci a nachází se na povrchu hyperkoule. Důsledkem této projekce na povrch hyperkoule je, že závislost mezi změnou h a odpovídající změnou velikosti úhlu mezi interpolovanými rotacemi není lineární, jak je zobrazeno na obrázku 6.1.

Sférická lineární interpolace kvaternionů: *Slerp*

Na rozdíl od *Lerp* sférická lineární interpolace nevyužívá pro interpolaci přímku, ale část velké kružnice¹ na povrchu hyperkoule. Výsledkem inter-

¹Rovina, kterou prochází velká kružnice, prochází zároveň středem koule.



Obrázek 6.1: Rozdíl mezi Lerp a Slerp. **a)** - interpolace mezi dvěma rotacemi o úhel V . **b)** Lerp - přímka je rozdělena na 4 stejné díly, výsledek projekce odpovídajících rotací je zobrazen na kružnici. **c)** Slerp - úhel je rozdělen na 4 stejně velké úhly.

polace jsou tedy rovnou kvaterniony $q_i \in H_1$. *Slerp* lze popsat následujícím způsobem:

$$Slerp(q_1, q_2, h) = q_1(q_1 * q_2)^h$$

Pokud tedy budeme chtít nalézt 3 rotace mezi rotacemi q_1, q_2 reprezentovanými kvaterniony tak, že $|0 - h_1| = |h_1 - h_2| = |h_2 - h_3|$ a následně provedeme *Slerp*, budou výsledné rotace od sebe vzdálené o stejný úhel. Interpolace je tedy v tomto směru optimálnější na rozdíl od metody *Lerp*, což je zobrazené na obrázku 6.1.

Informace o *Slerp* a kvaternionech pocházejí z [5].

6.2 Návrh řešení

Před samotnou interpolací je potřeba určit, jakým způsobem má být navýšena hustota původních křivek. Jelikož v průběhu terapie se pacient soustředí především na polohu a orientaci zápěstí, je cílem interpolace zejména hladký pohyb zápěstí. Algoritmus vyhodnocování v současné době počítá se stejným počtem bodů ve všech křivkách, tudíž nelze doplnit do každé křivky jiný počet bodů. Současně trajektorie pro zápěstí je nejdelší ze všech naměřených senzorů, proto lze předpokládat, že pokud bude hustota bodů v trajektorii na zápěstí dostatečná, bude dostatečná hustota bodů i v ostatních křivkách. Jednotlivé pozice v zaznamenaném cviku nejsou od sebe stejně vzdálené, jelikož rychlost pohybu nebyla konstantní.

Pro určení počtu bodů, které budou doplněny do trajektorie bude doplněn konfigurační parametr `points_per_meter`, který bude určovat požadovaný počet bodů na jeden metr v křivce pro zápěstí. Počet bodů, které se doplní mezi každé dva body křivky pro zápěstí p_i a p_{i+1} , bude vycházet ze vzdálenosti těchto dvou bodů tak, aby počet doplněných bodů odpovídal požadované hustotě. Do ostatních křivek pohybu bude doplněn stejný počet

bodů, aby délky všech kolekcí v rámci jednoho pohybu byly stejné. Stejně musí být navýšen počet snímků v animacích.

Interpolace bude probíhat pro každou křivku tunelu zvlášť, stejně tak pro každou kost modelu virtuální paže bude probíhat interpolace zvlášť. Z výše uvedených technik byla vybrána metoda interpolace vyšších řádů, která kombinuje přijatelnou výpočetní složitost a návaznost jednotlivých bodů. Interpolace polynomem by v tomto případě byla výpočetně náročná (okolo tisíce bodů v kolekci) a oproti tomu lineární interpolace by nezajišťovala dostatečnou návaznost jednotlivých bodů. Pro interpolaci pozice bude implementována Catmull-Rom interpolace s parametry určenými tak, aby směrnice křivky (derivate) v krajních bodech interpolovaného úseku směřovala k sousedním bodům [2]. Pro interpolaci rotací bude použita metoda slerp.

6.3 Implementace

Před samotnou interpolací křivek je potřeba nejdříve zjistit, kolik bodů bude potřeba doplnit, aby bylo dosaženo požadované hustoty bodů v křivce pro předloktí. K tomu slouží metoda `getNumPointsInserted`, která na základě vzdálenosti jednotlivých bodů určí potřebný počet doplněných bodů tak, aby bylo dosaženo požadované hustoty. Pokud je v některém místě hustota bodů v křivce větší než požadovaná, zůstávají v křivce všechny původní body a žádné se nedoplňují.

Při interpolaci se rozlišuje mezi interpolací pozic a interpolací orientací. Pro interpolaci pozice se využije metoda Catmull-Rom kubická interpolace. Výpočet nové pozice bude probíhat pro každou složku (XYZ) zvlášť podle následujícího vzorce:

$$\begin{aligned}a_0 &= p_3 - p_2 - p_0 + p_1, \\a_1 &= p_0 - p_1 - a_0, \\a_2 &= p_2 - p_0, \\a_3 &= p_1, \\p_{new} &= a_0 * m^3 + a_1 * m^2 + a_2 * m + a_3,\end{aligned}$$

kde a_i odpovídá koeficientům kubického polynomu, p_i jsou vstupní hodnoty jedné složky pozice pro 4 body. Interpolace probíhá mezi body p_1 a p_2 , body p_0 a p_4 slouží pro určení sklonu křivky. Parametr m může nabývat hodnot $0 - 1$ a určuje pozici hledaného bodu v interpolovaném intervalu. Pro doplnění potřebného počtu bodů k mezi body p_1 a p_2 se hodnota m_j pro bod s indexem $j, j \in 1..k$ vypočte jako $m_j = j * \frac{1}{k+1}$ a tato hodnota je

poté dosazena do vzorce uvedeného výše. Jelikož zvolená metoda interpolace požaduje na vstupu 4 body, je duplikována pozice prvního a posledního bodu pro interpolaci krajních intervalů (mezi prvním a druhým bodem kolekce a mezi předposledním a posledním bodem kolekce).

Pro interpolaci orientací se využívá metoda `slerp`. Jelikož naměřené orientace jsou reprezentovány eulerovskými úhly, je potřeba je nejprve převést na kvaterniony. Metoda `Slerp` je implementována přímo v třídě `Quaternion`, která je součástí *Unity*. Tato metoda vrací interpolovaný kvaternion a jako parametry bere dva kvaterniony q_0 a q_1 a `float m`, který určuje pozici hledaného bodu v interpolovaném intervalu. Jeho hodnota se vypočítává stejně jako u interpolace pozic.

Interpolace probíhá zvlášť pro data vzorových cviků a animace. Pro vzorové cviky probíhá zvlášť pro jednotlivé trajektorie tunelu a pro animace se interpoluje pozice ramene a orientace jednotlivých kostí modelu v souladu se strukturou `csv` souboru a animačními daty.

7 Laplaceovské vyhlazování trajektorií

Za účelem vytvoření hladších křivek vzorových pohybů bylo rozhodnuto o přidání funkcionality vyhlazování vzorových cviků a animací paže technikou laplaceovského vyhlazování. Očekává se, že vyhlazení odstraní šum a nepřesnosti v naměřených vzorových pohybech a vizualizovaná trajektorie, kterou má pacient napodobit, nabude celkově lepšího vizuálního dojmu bez skoků a "zubů". Vyhlazená animace virtuální paže by měla působit více přirozeně a plynule. Dále v této kapitole je popsán princip laplaceovského vyhlazování, navrhované řešení a jeho implementace. Úroveň vyhlazení by měla být konfigurovatelná, aby si terapeut mohl zvolit adekvátní vyhlazení pro terapii.

7.1 Princip laplaceovského vyhlazování

Při záznamu pohybu v 3D prostoru (například systémem SteamVR Tracking) dochází vlivem nepřesnosti měření k zanesení šumu do výsledného modelu a zaznamenaný pohyb nemusí být tak hladký, jako tomu je ve skutečnosti.

Princip Laplaceovského vyhlazování je založený na posunu jednotlivých bodů vstupní množiny X ve směru laplaceovského operátoru opakovaný v několika iteracích. V tomto případě se jedná o body trajektorie, které vznikly záznamem pohybu. Diferenciální verze vyhlazovací rovnice je:

$$\frac{\partial X}{\partial t} = \lambda L(X) \quad (7.1)$$

Kde X je množina bodů, které tvoří trajektorii, L je Laplaceův operátor, někdy označovaný také jako Δ , a λ je koeficient, který ovlivňuje rychlost vyhlazování. Ve spojitě oblasti je operátor L definován jako:

$$\Delta f = \nabla^2 f = \sum_{i=1}^n \frac{\partial^2 f}{\partial x_i^2} \quad (7.2)$$

V [3] je uvedena diskrétní aproximace spojitého operátoru L jako:

$$L(x_i) = \sum_{j \in N_1(i)} w_{ij}(x_j - x_i) \quad (7.3)$$

Kde $N_1(i)$ jsou všichni sousedi bodu x_i ve vzdálenosti 1 a w_{ij} je váhový koeficient. V tomto konkrétním případě se jako sousedi bodu x_i uvažují body x_{i-1} a x_{i+1} (vyjma krajních bodů). Z uvedeného vyplývá, že tento výpočet operátoru L představuje váženou sumu vrcholů sousedících s vrcholem x_i . Lze zvolit několik metod výpočtu váhového koeficientu w_{ij} , z nichž nejjednodušší je $w_{ij} = \frac{1}{m}$, kde M je počet sousedů vrcholu x_i . Tento výpočet nezohledňuje vzdálenost okolních bodů a může vést k značné deformaci křivky. Další možností je například využít převrácenou hodnotu délky jednotlivých hran vedoucích k sousedním vrcholům. Je potřeba ale vzít v potaz to, že vzdálenosti se budou v jednotlivých iteracích měnit a je potřeba je přepočítávat. Další způsoby výpočtu váhového koeficientu jsou vysvětleny v [3].

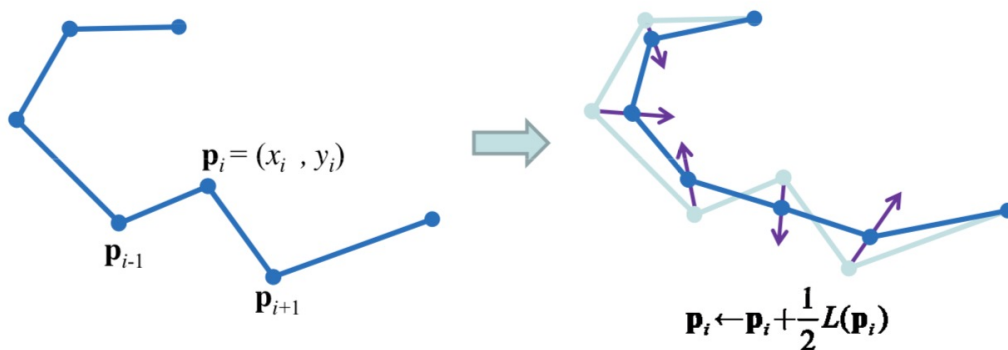
Laplaceovské vyhlazování je algoritmus, který se využívá především pro vyhlazování a odstranění šumu z 3D dat a 3D trojúhelníkových sítí (meshe). Výhodou tohoto algoritmu je, že nedochází ke změně počtu bodů, ale pouze se upravuje jejich pozice. Zároveň není příliš výpočetně náročný a lze jej realizovat s lineární složitostí. Použití tohoto algoritmu vede k vytvoření pravidelnější struktury a rovnoměrnějšímu rozložení bodů v trajektorii. V případě vyhlazování meshe ale může být tento jev nežádoucí, například z hlediska barevnosti povrchu a jeho textury. Nevýhodou také může být deformace původního tvaru při špatně zvolených koeficientech.

Z hlediska zpracování signálů je princip fungování laplaceovského vyhlazování podobný filtru typu dolní propust, který na základě analýzy signálu ve frekvenční oblasti odstraňuje ze signálu složky s nižší frekvencí než je zvolená frekvence f_0 . [3]

Existuje mnoho modifikací laplaceovského vyhlazování pro jeho různé způsoby použití, které ale nejsou relevantní pro tuto práci, jelikož je zde zamýšleno použití tohoto algoritmu pro vyhlazení naměřených pohybů (série křivek v 3D prostoru), nikoliv na celé trojúhelníkové síti.

7.2 Návrh řešení

Aby vyhlazování křivek neovlivnilo responzivitu aplikace v průběhu terapie, bude vyhlazování, stejně jako interpolace, probíhat při spouštění aplikace při načítání a inicializaci jednotlivých cviků. Vyhlazené křivky budou následně uloženy v paměti aplikace, stejně jako tomu bylo doposud. Míra vyhlazení bude určena počtem iterací algoritmu. Aby nedošlo k deformaci trajektorie a odchýlení od původního cviku při vyhlazování, bude po určitém počtu bodů zvolen kotevní bod, jehož pozice ani orientace se měnit nebude. Tímto způsobem by mělo být zajištěno, že křivka se nebude narovnávat s rostoucím



Obrázek 7.1: Laplaceovské vyhlazování křivky v rovině [17]

počtem iterací vyhlazování. Jelikož laplaceovské vyhlazování vede k rovnoměrnějšímu rozložení bodů napříč trajektorií, bude jako první křivka vyhlazena a až poté proběhne zvýšení hustoty bodů v trajektorii interpolací, které je popsáno v kapitole 6.

Předpokládá se, že úroveň vyhlazení si bude volit terapeut při sestavování terapie. Současně se také předpokládá, že terapeut nepotřebuje pro svoji činnost znát algoritmus vyhlazování, a na základě toho odhadovat počet iterací vyhlazování. Pro vyšší uživatelskou přívětivost rehabilitační aplikace budou předem definovány tři úrovně vyhlazování (low, middle a high), které si bude moci obsluha vybrat při konfiguraci aplikace.

7.3 Implementace

Laplaceovské vyhlazování je implementováno v třídě `LaplacianSmoother`, která implementuje rozhraní `ISmoother`. Přítomnost rozhraní je odůvodněná možností rozšířit aplikaci o jiný způsob vyhlazování přidáním nové implementace. Vyhlazování probíhá v iteracích, jejichž počet je konfigurovatelný a určuje úroveň vyhlazení, jak je popsáno dále v textu. Vyhlazované body jsou ukládány do nové kolekce, aby nedošlo k ovlivnění výpočtu transformací dalších bodů v kolekci. Transformace prvního a posledního bodu v kolekci zůstává neměnná, tyto se pouze zkopírují do cílové kolekce. Nová pozice bodu se určuje podle vzorce 7.4 a výpočet diskrétního Laplaceova operátoru prvního řádu odpovídá vzorci 7.5.

$$p_i^{new} = p_i + \lambda * (L(p_i)) \quad (7.4)$$

$$L(p_i) = \frac{p_{i-1} + p_{i+1}}{2} - p_i \quad (7.5)$$

Kde p_i^{new} je nová pozice bodu na indexu i a p_i je pozice původního bodu z kolekce.

Pro vyhlazování rotací, které jsou reprezentovány kvaterniony, se využívá technika sférické lineární interpolace (slerp), která je popsána v sekci 6.1. Nejprve je vypočtena orientace o_a , která se nachází "uprostřed" mezi o_{i-1} a o_{i+1} jako `slerp(o[i-1], o[i+1], 0.5)`, což by v případě pozic odpovídalo $p_{avg} = (p_{i-1} + p_{i+1})/2$. Následně je určena nová orientace bodu jako `slerp(o[i], o_a, smoothingRatio)`. Metoda `slerp` je implementována v třídě `Vector3 Unity`.

Aby nedocházelo k příliš velké deformaci původních křivek a animací, jsou určeny tzv. kotevní body, jejichž transformace se nemění. Jako kotevní bod je vybrán takový bod, který se nachází na indexu j takovém, že `j % anchorPoint == 0`, kde `anchorPoint` je konstanta určující počet bodů, po kterých se kotevní bod nachází.

Při vyhlazování se rozlišuje mezi vyhlazováním vzorových cviků a animačních dat. Vyhlazování pro vzorové cviky probíhá odděleně pro jednotlivé křivky tunelu. Pro animace je postupováno podle struktury `csv` souboru s animací, tak aby byla vyhlazena pozice ramene i animace všech kostí v modelu virtuální paže.

Byla přidána možnost konfigurace úrovně vyhlazování do konfiguračního souboru `movement-definitions.xml`, který obsahuje definice jednotlivých cviků. Jsou předem určeny 3 hodnoty úrovně vyhlazování - `low`, `medium`, `high`, které odpovídají počtu iterací laplaceovského vyhlazování podle tabulky 7.1. Pro všechny úrovně vyhlazení je nastaveno na experimentálně stanovenou hodnotu $\lambda = \frac{1}{2}$. Křivky vzorových cviků jsou nejdříve vyhlazeny

úroveň vyhlazení	počet iterací
low	10
medium	20
high	30

Tabulka 7.1: Úrovně vyhlazování

laplaceovským vyhlazováním, což kromě vyhlazení každé křivky zajistí také pravidelnější rozložení bodů napříč křivkou. Z tohoto důvodu interpolace probíhá až po vyhlazení křivek. Jelikož vyhlazené a interpolované křivky mají přibližně stejnou hustotu bodů po celé své délce, postrádá smysl při prohledávání tunelu omezovat prohledávanou část na základě vzdálenosti od posledního bodu a stačí určit velikost prohledávaného okolí počtem prohledávaných bodů. Vzhledem k tomu, že při výpočtu je známa přibližná hustota bodů v křivce, lze vypočítat počet bodů jako $lookupSize = pointsPerMeter *$

distanceThreshold, kde hodnota *distanceThreshold* značí vzdálenost, kterou je potřeba prohledat.

8 Vizualizace kvality jednotlivých trackerů

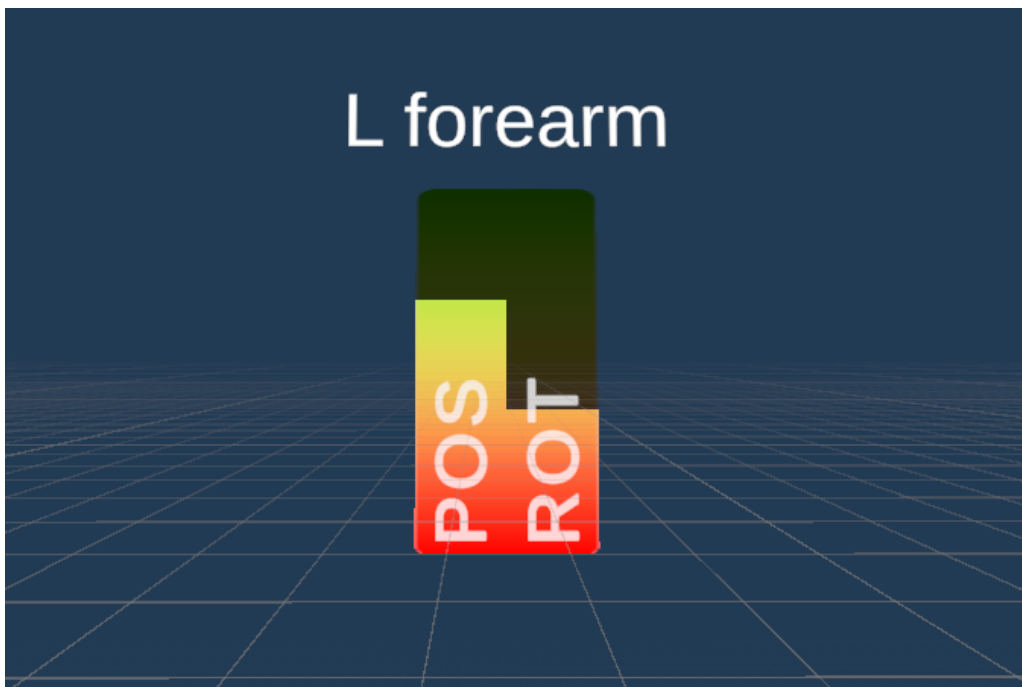
Při pozorování průběhu terapie s rehabilitační aplikací se ukázalo, že občas se pacient dostane v průběhu cviku do situace, kdy mu poklesne kvalita a terapeut nedokáže v danou chvíli rychle určit, kde je problém a jak má cvik napravit. Z tohoto důvodu bylo navrženo do rozhraní terapeuta přidat vizualizaci kvality jednotlivých trackerů, aby terapeut rychle a bez dlouhého hledání věděl, na jaký tracker se má zaměřit, aby pacientovi pomohl dostat se do správné polohy.

8.1 Návrh řešení

Vizualizace by měla být do rozhraní terapeuta doplněna jako minimalizovatelné panely, které jsou již v aplikaci implementované, například pro ovládání záznamu a přehrávání pohybů. Toto umožní terapeutovi panel skrýt, pokud by zrovna nebyl potřeba nebo by bránil ve výhledu na monitoru. Pro vizualizace se jeví jako vhodné použít tzv. powerbary, které jsou známé například z počítačových her. Powerbar umožní rychlou vizuální orientaci zobrazovanou úrovní a současně barevným podkreslením (zelená - dobré, červená - špatné). Pro každý tracker bude vizualizována zvlášť aktuální kvalita pozice a aktuální kvalita rotace. Je potřeba zvolit takový způsob vizualizace, který bude jednoduchý a snadno čitelný i na větší vzdálenost, když se terapeut vzdálí od monitoru k pacientovi. Při výpočtu kvality pro konkrétní tracker bude potřeba také vzít v potaz nastavení váhových koeficientů pro výpočet hodnotících parametrů pro tento tracker. Tímto způsobem by hodnoty dílčí kvality vypočtené pro každý tracker měly přispívat k celkové kvalitě v poměru jejich váhových koeficientů.

8.2 Implementace

Do rozhraní terapeuta byl do levého dolního rohu přidán minimalizovatelný panel pro vizualizaci kvality jednotlivých trackerů. Pro vizualizaci aktuálně vyhodnocené kvality trackeru slouží nově vytvořený prefab **PowerBar**, který je zobrazen na obrázku 8.1. Powerbar je rozdělen na dvě poloviny - první polovina zobrazuje aktuální kvalitu pozice, druhá polovina zobrazuje aktuální



Obrázek 8.1: Model powerbaru pro zobrazení kvality

kvalitu orientace. Terapeut takto rychle rozezná, co přesně pacient provádí chybně a dokáže mu pomoci k správnému vykonání cviku. Hodnota kvality není zobrazena jako konkrétní číslo, nýbrž je vyjádřena mírou vyplnění powerbaru a jeho barevným podkreslením. Kvalita každé složky může nabývat hodnot $0 - 1$ ($0\% - 100\%$). Pro každý tracker je vypočtena aktuální hodnota kvality v metodě `Process` rozhraní `IProcessor`.

Před začátkem cviku se pro každý tracker na základě hodnot váhových koeficientů vypočte, v jakém poměru je jeho váha k součtu všech váhových koeficientů podle vzorce 8.1. Tento výpočet probíhá vždy zvlášť pro pozici a zvlášť pro orientaci.

$$w_i = \frac{coef_i}{sum(coef)} \quad (8.1)$$

Pro určení kvality se určí vzdálenost aktuální pozice a orientace od vzorového bodu, tyto vzdálenosti se poté vynásobí příslušnými váhovými koeficienty a podle vzorce 8.2 namapují do intervalu $\langle 0, 1 \rangle$

$$q_i = dist_i * coef_i \rightarrow \rightarrow map(\langle w_i * tunnelRadius, w_i * maxTunnelDistance \rangle \rightarrow \langle 1, 0 \rangle) \quad (8.2)$$

Hodnota $dist_i$ odpovídá vypočtené vzdálenosti trackeru od vzorového bodu, $coef_i$ odpovídá váhovému koeficientu pro příslušný tracker, hodnota



Obrázek 8.2: Powerbary - správné provádění cviku



Obrázek 8.3: Powerbary - špatné provádění cviku

$tunnelRadius$ odpovídá poloměru tunelu¹ a naopak hodnota $maxTunnelDistance$ odpovídá největší přípustné vzdálenosti bodu od vodorového bodu². Vzdálenost je mapována do intervalu $\langle 1, 0 \rangle$, jelikož čím menší vzdálenost, tím větší kvalita. Tento výpočet probíhá zvlášť pro pozici a orientaci každého trackeru. Vzdálenost dvou orientací odpovídá nejmenšímu úhlu, který svírají. Pokud váhový koeficient u některého trackeru odpovídá 0, je kvalita příslušné složky nastavena na hodnotu 100%.

Na obrázku 8.2 je znázorněno, jak vypadají powerbary, pokud pacient provádí cvik správně - všechny hodnoty jsou zobrazeny zeleně. Naopak na obrázku 8.3 je znázorněno, jak vypadají powerbary při špatném provádění cviku, kdy je pacientova paže daleko od tunelu a ještě má špatnou orientaci zápěstí.

¹body v této a menší vzdálenosti mají kvalitu 100 %

²body v této a větší vzdálenosti mají kvalitu 0 %

9 Další implementovaná rozšíření

9.1 Tundra trackery

S uvedením nových Tundra trackerů vznikla otázka, zda je vhodné jejich použití v rehabilitační aplikaci. Hlavní výhodou Tundra trackerů oproti konkurenčním Vive trackerům je jejich menší hmotnost, menší rozměry a větší výdrž baterie. Naopak nevýhodou může být horší přesnost vlivem menších rozměrů a snadnějšímu zakrytí trackeru, nebo jeho části, před základovou stanicí.

Bylo rozhodnuto o vyzkoušení Tundra trackerů a ověření, zda jsou vhodné pro použití v rehabilitační aplikaci. Při spuštění a konfiguraci Tundra trackerů se ukázalo, že oproti Vive trackerům mají jinak orientované osy, tudíž by nebylo možné je použít v rehabilitační aplikaci bez jejich úprav, jelikož by byla rozdílná orientace bodů ve vzorovém cviku a aktuálně vyhodnocovaném cviku. Jelikož konstrukce trackerů neumožňuje jiné upevnění gumové pásky, kterou je tracker upevněn na paži pacienta, bylo potřeba upravit orientaci trackerů přímo v rehabilitační aplikaci.

9.1.1 Návrh řešení

Návrh řešení počítá s vytvořením univerzální funkcionality, která by v budoucnu umožnila přidat jakýkoliv jiný tracker, jehož orientace os by byla odlišná od Vive trackerů. Bylo navrženo vytvořit samostatný `xml` soubor s definicí jednotlivých trackerů. Tato definice bude zahrnovat název trackeru a jeho odlišnou orientaci od Vive trackeru, který je brán jako referenční, v eulerovských úhlech. Reprezentace orientace eulerovskými úhly je zvolena, jelikož příslušná komponenta *Unity*, která upravuje orientaci trackerů, pracuje s eulerovskými úhly a případné využití jiné reprezentace orientace v definici trackeru (např. rotační matice) by stejně vyžadovalo převod na eulerovské úhly. Pro terapeuta bude umožněno zvolit si konkrétní trackery přímo v aplikaci v rozhraní terapeuta bez nutnosti editace `xml` souborů. Předpokládá se, že případné přidání nových trackerů bude v režii vývojářského týmu, který zjistí správnou orientaci trackeru a doplní definici trackeru do příslušného `xml` souboru.

9.1.2 Implementace

Konfigurace trackerů probíhá ve třídě `TrackerController`, která se stará o načítání příslušného `xml` souboru s definicemi trackerů a zajišťuje zobrazení správného modelu trackeru. Nastavení konkrétního modelu trackeru je zajištěno komponentou `VivePoseTracker`. Jelikož tato komponenta umožňuje nastavit offset pozice i offset orientace trackeru, byly pro co největší univerzálnost zvoleno řešení do definice trackeru zahrnutý offset pozice i offset orientace. Pozice i orientace jsou v tomto případě reprezentovány třídou `Vector3`. Podoba definice offsetu trackeru v `xml` souboru je zobrazena ve výpisu 9.1. Aktuální tracker si terapeut volí přímo na obrazovce aplikace pomocí combo boxu, kde jsou na výběr všechny dostupné definice trackerů načtené z `xml` souboru. Aby terapeut nemusel vybírat trackery při každém spuštění aplikace, je aktuální vybraná hodnota uložena do `xml` souboru s definicemi a při spuštění aplikace opět načtena.

Listing 9.1: ukázka definice offsetu trackeru

```
<tracker name="tundra">
  <position x="0" y="0" z="0" />
  <rotation x="0" y="0" z="-90" />
</tracker>
```

9.2 Zjednodušení konfigurace aplikace

V první a druhé verzi rehabilitační aplikace probíhala konfigurace návaznosti cviků a jejich opakování konfiguračním souborem `config.xml`, který se ukládal ve složce `StreamingAssets`. Pokud terapeut potřeboval změnit konfiguraci cviků pro jiného pacienta, musel soubor `config.xml` přepsat jiným souborem se stejným názvem a strukturou. Vzhledem k rozšiřujícímu se počtu terapeutů, kteří s aplikací pracují, bylo potřeba upravit tento způsob konfigurace tak, aby pro terapeuta bylo snadnější zvolit si skladbu terapie pro konkrétního pacienta.

9.2.1 Návrh řešení

Navržené řešení umožňuje terapeutovi pomocí dialogového okna načíst konfigurační `xml` soubor s příslušnou strukturou odkudkoliv ze souborového systému počítače. Konfigurační soubor může mít libovolný název, aby bylo možné snadno rozeznat mezi jednotlivými sestavami cviků již podle názvu souboru. Načtený soubor je poté rozdělen na jednotlivé cviky, které jsou

následně zařazeny do fronty, stejně jako tomu bylo doposud. Bude potřeba pouze ošetřit, aby terapeut mohl načítat novou konfiguraci pouze tehdy, pokud zrovna pacient neprovádí žádný cvik nebo nehraje hru.

9.2.2 Implementace

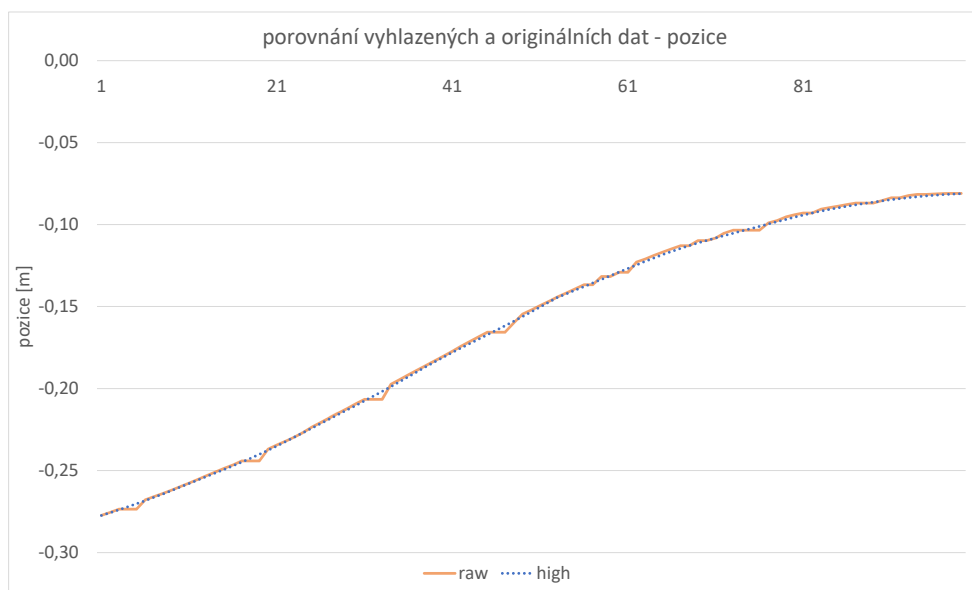
Do rozhraní terapeuta bylo přidáno tlačítko pro načtení konfiguračního souboru a `Label`, kde je zobrazen název aktuálně načteného konfiguračního souboru. Po stisknutí tlačítka se uživateli zobrazí okno prohlížeče souborů, kde si vybere příslušný konfigurační soubor. Aplikace se následně pokusí soubor načíst a vytvořit novou kolekci cviků. Pokud je načtení souboru úspěšné, zobrazí se na obrazovce název konfiguračního souboru a je možné začít cvičení stiskem mezerníku a pokračovat v terapii s nově načtenou sérií cviků. Pokud načtení není úspěšné, aplikace se ocitne v chybovém stavu, zobrazí se chybová hláška místo názvu souboru a uživatel musí načíst jiný, validní soubor. Tato funkcionality byla přidána do třídy `ExecrcisesController` a načítání konfiguračního souboru probíhá v metodě `readConfigFile`.

I přesto, že tato funkcionality nebyla příliš náročná na implementaci, předpokládá se, že dokáže do značné míry usnadnit terapeutům práci s aplikací a umožní přizpůsobení terapie na míru podle potřeb pacienta.

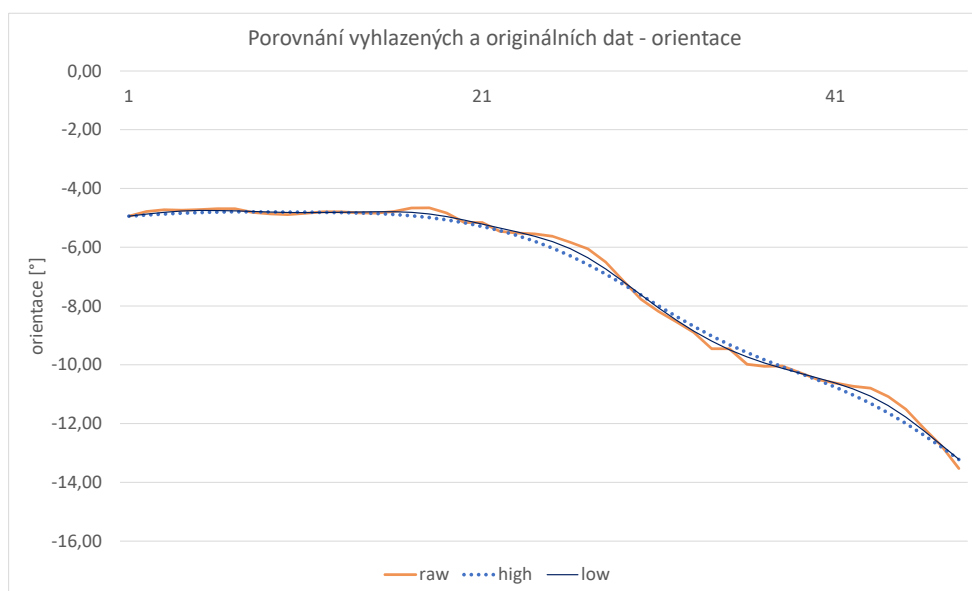
10 Dosažené výsledky

Úprava mechanismu pro přehrávání animace virtuální paže odstranilo nepřirozené působení virtuální paže z předchozích verzí. Zobrazování virtuální paže pouze tehdy, když je pacient dostatečně blízko vzorové trajektorii, působí více přirozeně a pomáhá pacientovi ve správném provádění cviku. Doplnění laplaceovského vyhlazování a interpolace vzorových cviků má pozitivní vliv na zvýšení plynulosti animace virtuální paže. V grafech 10.1 a 10.2 je zobrazeno, jak vypadá průběh jedné složky orientace před a po vyhlazení (bez interpolace). Pro pozici je vybráno 100 vzorků a úroveň vyhlazování *high*. Pro orientace je vybráno pouze 50 vzorků a pro porovnání jsou zobrazeny úrovně *low* a *high*. Úroveň *medium* v grafu zobrazená není, jelikož by graf byl nepřehledný.

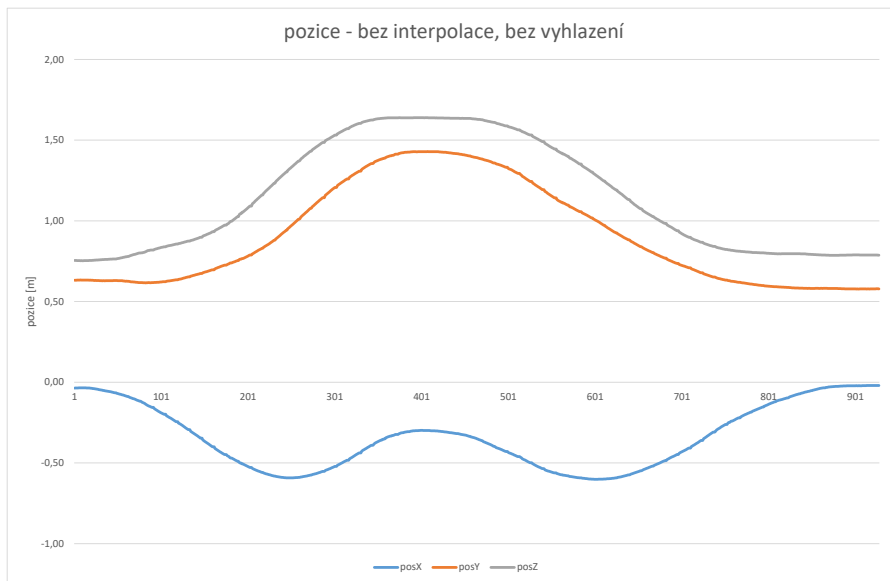
V grafech 10.3, 10.4, 10.5 a 10.6 je zobrazeno, jak vypadají data pro pozici levé první diagonály s různou konfigurací aplikace. Lze vidět, že aplikování vyhlazení a interpolace má za následek vytvoření pravidelnější hustoty bodů v křivce v průběhu cviku a odstranění plochých částí křivek, kde se terapeut blížil k začátku nebo konci cviku a rychlost pohybu se zmenšovala. V zobrazených grafech je požadovaná hustota bodů v křivce pro zápěstí nastavena na *1000 bodů na metr* a úroveň vyhlazování je nastavena na *high* (30 iterací).



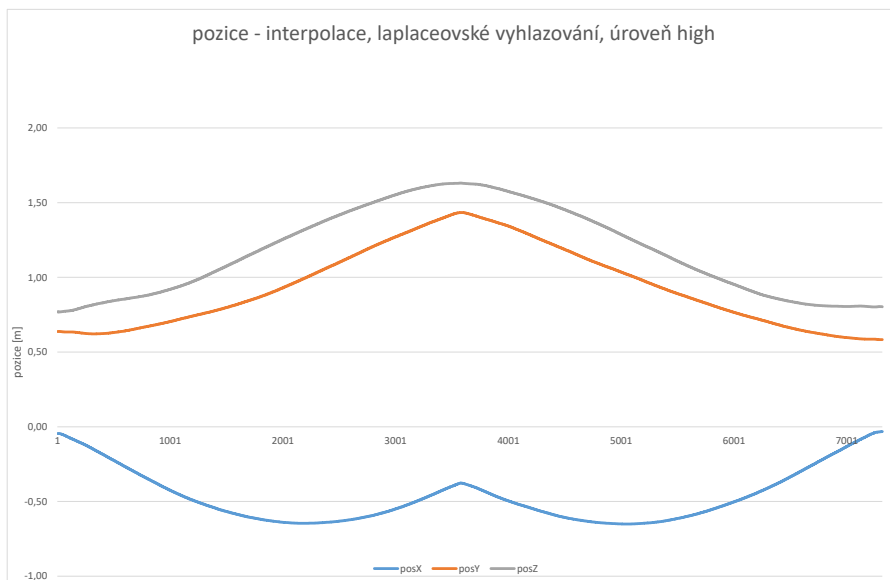
Obrázek 10.1: Detail vyhlazení pozice v souřadnici x



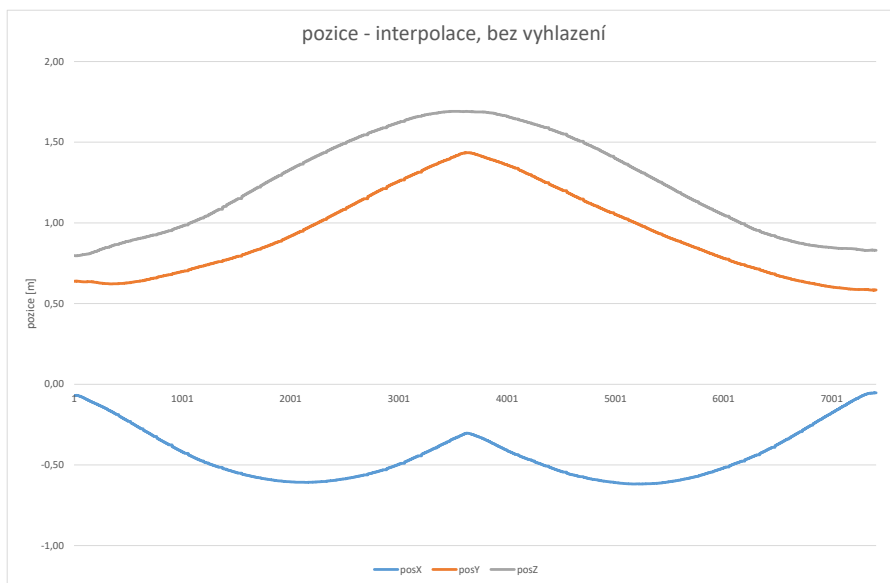
Obrázek 10.2: Detail vyhlazení orientace v souřadnici x



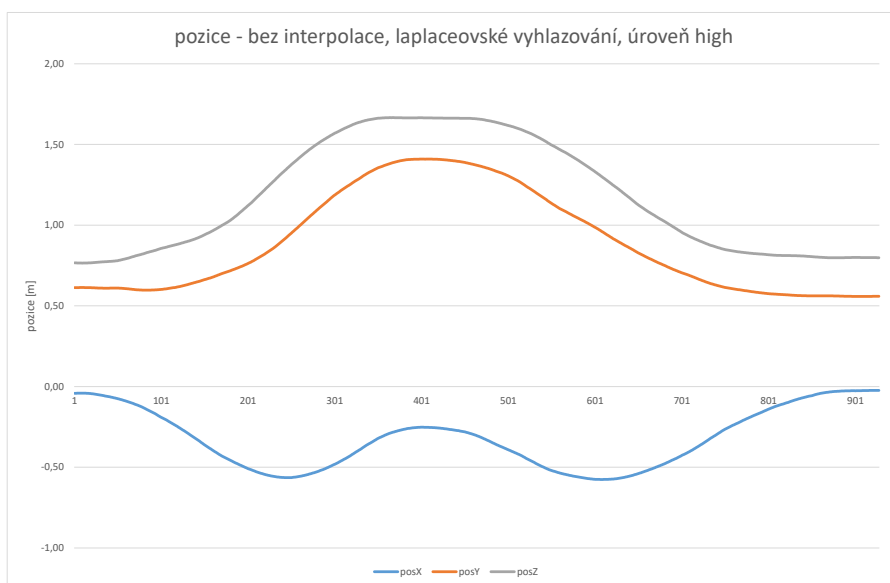
Obrázek 10.3: Levá 1. diagonála, pozice, původní data



Obrázek 10.4: Levá 1. diagonála, pozice, vyhlazení (úroveň high) a interpolace



Obrázek 10.5: Levá 1. diagonála, pozice, pouze interpolace



Obrázek 10.6: Levá 1. diagonála, pozice, pouze vyhlazení, úroveň high

11 Testování a zpětná vazba

V rámci této práce vznikla verze rehabilitační aplikace, které je označována jako 3.0. Testování aplikace a implementovaných funkcionalit probíhá průběžně na odborných pracovištích ve Fakultní nemocnici Královské Vinohrady a Fakultní Thomyerově nemocnici. V rámci terapie je získávána zpětná vazba od fyzioterapeutů i od pacientů. První dojmy a zpětná vazba na změnu přehrávání animace paže a zvýšení plynulosti animace je kladná, pacientům přišel tento pohyb významně přirozenější a nepůsobil negativním dojmem jako předchozí způsob vizualizace ruky. Forma, jakou má být zhotovena vizualizace kvality trackerů a zjednodušení konfigurace aplikace byly před samotnou implementací konzultovány s terapeuti, kteří jejich přínos ocenili, jelikož jim usnadnily práci s aplikací. Aplikace s těmito funkcemi byla předána k otestování. Plnohodnotná zpětná vazba bude k dispozici po dokončení terapie skupiny, která začala v dubnu 2022. Na základě zpětné vazby a podnětů od fyzioterapeutů budou implementovány do aplikace další funkce.

Funkcionalita s definicí offsetů různých modelů trackerů byla vyzkoušena s Tundra trackery na pracovišti na FAV a bylo dosaženo správného vyhodnocení pohybů. Aplikace s touto funkcionalitou a Tundra trackery byly předány na testování na pracoviště ve FNKV, kde bude nasazena spolu s novým headsetem HTC Vive Pro 2. Kolegové by měli vyzkoušet, zda je použití těchto trackerů vhodné pro rehabilitaci pacientů s roztroušenou sklerózou. Zejména je potřeba ověřit, zda je přesnost trackerů dostačující pro správné vyhodnocení pohybu a kvalitní provedení cviku. V případě, že by se Tundra trackery ukázaly jako nevyhovující, umožňuje implementovaná funkcionalita velmi rychle přejít zpět na terapii s Vive trackery bez nutnosti zásahu programátora.

12 Závěr

V rámci této práce došlo k implementaci požadovaných změn do rehabilitační aplikace. Bylo upraveno zobrazování virtuální paže tak, aby pohyb paže kopíroval trajektorii vzorového pohybu, což si vyžádalo změny v rehabilitační aplikaci, ale také úpravy v aplikaci pro generování animace. Úprava trajektorií vzorového pohybu technikou laplaceovského vyhlazování v kombinaci s kubickou interpolací zlepšila plynulost animace virtuální paže a pohyb nejbližšího nalezeného bodu ve vzorových křivkách. Algoritmus interpolace byl modifikován tak, aby počet doplněných bodů odpovídal požadované hustotě, která by takto měla být přibližně stejná po celé délce křivky. Vizualizace aktuální kvality prováděného cviku pro jednotlivé trackery pomocí powerbarů umožňuje terapeutovi rychle identifikovat chybné provádění cviku. Rozdělení powerbaru do dvou složek - kvalita pozice a kvalita orientace - navíc dává jasný přehled, kterou z těchto složek je potřeba napravit pro správné provedení cviku. Byla také implementována rozšíření pro snadnější konfiguraci aplikace a přidání nových druhů trackerů s cílem otestovat možnost využití nových Tundra trackerů.

Aplikace byla předána k otestování na pracoviště do Fakultní nemocnice Královské Vinohrady a Fakultní Thomayerově nemocnice, kde od dubna 2022 probíhá další terapie pacientů v rámci studie *Virtuální realita v léčbě nemocných s roztroušenou sklerózou*. Výsledky pilotní studie byly publikovány v rámci 34. českého a slovenského neurologického sjezdu v roce 2022 v Olomouci MUDr. Barborou Miznerovou. Prezentovaný poster je přílohou této práce. Prvotní výsledky ukazují, že rehabilitace ve virtuální realitě má pozitivní vliv na funkci horních končetin v koordinaci a síle stisku ruky. Předpokládá se, že vývoj rehabilitační aplikace bude i nadále pokračovat. Cílem je vyvinout aplikaci, která by pomohla s rehabilitací pacientů s roztroušenou sklerózou jednak přímo na specializovaném pracovišti pod dohledem fyzioterapeuta, a také by umožnila alespoň část terapie přesunout do domácího prostředí.

Literatura

- [1] BENO, L. *Tundra Tracker* [online]. kickstarter.com, 2021. [cit. 2022/04/01].
Dostupné z:
<https://www.kickstarter.com/projects/tundralabs/tundra-tracker>.
- [2] BOURKE, P. *Interpolation methods* [online]. paulbourke.net, 1999.
[cit. 2022/04/30]. Dostupné z:
<http://paulbourke.net/miscellaneous/interpolation/>.
- [3] BRAY, N. *Notes on Mesh Smoothing* [online]. mgarland.org, 2004.
[cit. 2022/04/02]. Dostupné z:
<https://mgarland.org/class/geom04/material/smoothing.pdf>.
- [4] CARBOTTE, K. *HTC Vive Trackers (And Accessories) Review* [online].
tomshardware.com, 2017. [cit. 2022/03/30]. Dostupné z:
[https://www.tomshardware.com/reviews/
htc-vive-tracker-vr-accessories,5386.html](https://www.tomshardware.com/reviews/htc-vive-tracker-vr-accessories,5386.html).
- [5] DAM, E. B. – KOCH, M. – LILLHOLM, M. Quaternions, interpolation and
animation. Technical report, University of Copenhagen, Department of
Computer Science, 1998. Dostupné z:
<https://web.mit.edu/2.998/www/QuaternionReport1.pdf>.
- [6] DUFEK, M. Roztroušená skleróza – EDSS (expanded disability status
scale), tzv. Kurtzkeho škála. *Neurologie pro praxi*. 12 2011, s. 6–9. ISSN
1803-5280. Dostupné z:
<https://www.neurologiepropraxi.cz/pdfs/neu/2011/92/02.pdf>.
- [7] FRANK, J. Sběr 3D dat pro rehabilitační software ve virtuální realitě,
bakalářská práce. Vedoucí práce Libor Váša. *Západočeská univerzita v
Plzni*. 2020.
- [8] *Fyziální vyšetření* [online]. Národní zdravotnický informační portál.
[cit. 2020/04/24]. Vysvětlení pojmu fyzikální vyšetření. Dostupné z:
<https://www.nzip.cz/rejstrikovy-pojem/1277>.
- [9] GARCÍA-LORENZO, D. Robust Segmentation of Focal Lesions on
Multi-Sequence MRI in Multiple Sclerosis. 03 2010.
- [10] HAVRDOVÁ, E. *Roztroušená skleróza pro praxi: průvodce ošetřujícího lékaře*.
Maxdorf, 2005. ISBN 80-7345-069-0.

- [11] HOMOLA, V. *Interpolace a extrapolace v rovině* [online]. vsb.cz, 2017. [cit. 2022/03/30]. Dostupné z: <https://home1.vsb.cz/~hom50/SLBSTATS/IER/GS03.HTM/>.
- [12] *HTC Vive* [online]. VR Bound. [cit. 2022/03/13]. Dostupné z: <https://www.vrbound.com/headsets/htc/vive>.
- [13] *HTC's innovation on the VIVE Tracker 3.0 for VR* [online]. htc.com, 2021. [cit. 2022/03/30]. Dostupné z: <https://www.htc.com/blog/htcs-innovation-vive-tracker-30-vr/>.
- [14] *Kabatova metoda* [online]. FYZIOklinika. [cit. 2020/02/24]. Článek o kabátově metodě. Dostupné z: <https://www.fyzioklinika.cz/clanky-o-zdravi/proprioceptivni-nervosvalova-facilitace-kabatova-metoda>.
- [15] KODERA, J. Software pro rehabilitaci paže ve virtuální realitě, bakalářská práce. Vedoucí práce Libor Váša. *Západočeská univerzita v Plzni*. 2020.
- [16] KÖNIG, A. 3D animace paže podle naměřených dat pro účely rehabilitace ve virtuální realitě, bakalářská práce. Vedoucí práce Libor Váša. *Západočeská univerzita v Plzni*. 2020.
- [17] LI, Q. *Laplacian Smoothing and Graph Convolutional Networks* [online]. 2018. [cit. 2022/04/05]. Dostupné z: <https://liqimai.github.io/blog/AAAI-18/>.
- [18] LYNCH, G. *HTC Vive Pro 2: price, specs, release date and everything else you need to know* [online]. Techradar, 2021. [cit. 2022/03/13]. Dostupné z: <https://www.techradar.com/news/htc-vive-pro-2-release-date-specs-price-and-features>.
- [19] *NF IMPULS - Výskyt onemocnění* [online]. Nadační fond IMPULS. [cit. 2022/02/22]. O roztroušené skleróze. Dostupné z: <https://nfimpuls.cz/index.php/roztrousena-skleroza/o-roztrousene-skleroze/129-vyskyt-onemocneni>.
- [20] POÓR, V. Automatická analýza pohybu ramene pro účely rehabilitace ve virtuální realitě, bakalářská práce. Vedoucí práce Libor Váša. *Západočeská univerzita v Plzni*. 2019.
- [21] RODINA, L. Virtuální realita v rámci rehabilitace pacientů s roztroušenou sklerózou mozkomíšní. Vedoucí práce Kamila Řasová. *Univerzita Karlova*. 2020.

- [22] *Unity - Scripting API: Transform.eulerAngles* [online]. Unity Technologies, 2022. [cit. 2022/05/17]. Dostupné z: <https://docs.unity3d.com/ScriptReference/Transform-eulerAngles.html>.
- [23] VALIŠ, M. et al. *Roztroušená skleróza pro praxi*. Maxdorf, 2018. ISBN 978-80-7345-573-6.
- [24] *Virtuální realita - historie s současnost* [online]. VR Education, 2022. [cit. 2022/03/08]. Dostupné z: <https://vreducation.cz/virtualni-realita-historie-a-soucasnost/>.
- [25] VITILLO, A. *All you need to know about SteamVR Tracking 2.0* [online]. skarredghost, 2017. [cit. 2022/03/20]. Dostupné z: <https://skarredghost.com/2017/06/07/need-know-steamvr-tracking-2-0-will-foundation-vive-2/>.
- [26] *VIVE Pro* [online]. VIVE. [cit. 2022/03/13]. Stránka produktu HTC VIVE Pro. Dostupné z: <https://www.vive.com/eu/product/vive-pro-full-kit/>.

Seznam obrázků

2.1	Formy roztroušené sklerózy a vývoj postižení v čase [9] . . .	13
2.2	Srovnání HTC Vive trackerů 2. a 3. generace	25
6.1	Rozdíl mezi Lerp a Slerp. a) - interpolace mezi dvěma rotacemi o úhel V . b) Lerp - přímka je rozdělena na 4 stejné díly, výsledek projekce odpovídajících rotací je zobrazen na kružnici. c) Slerp - úhel je rozdělen na 4 stejně velké úhly. . .	49
7.1	Laplaceovské vyhlazování křivky v rovině [17]	54
8.1	Model powerbaru pro zobrazení kvality	58
8.2	Powerbary - správné provádění cviku	59
8.3	Powerbary - špatné provádění cviku	59
10.1	Detail vyhlazení pozice v souřadnici x	64
10.2	Detail vyhlazení orientace v souřadnici x	64
10.3	Levá 1. diagonála, pozice, původní data	65
10.4	Levá 1. diagonála, pozice, vyhlazení (úroveň high) a interpolace	65
10.5	Levá 1. diagonála, pozice, pouze interpolace	66
10.6	Levá 1. diagonála, pozice, pouze vyhlazení, úroveň high . . .	66
1	Poster projektu z 34. českého a slovenského neurologického sjezdu	75

Přílohy

Příložený ZIP archiv má následující strukturu:

Aplikace_a_knihovny

VR animation generator Složka obsahující sestavenou aplikaci pro generování animace virtuální paže.

VR animation generator project Složka obsahující *Unity* projekt s aplikací pro generování animace virtuální paže. Repozitář s projektem se nachází na adrese <https://gitlab.com/frankkuba/animation-generation>.

VR Rehabilitation 3.0 Složka obsahující sestavenou rehabilitační aplikaci. V podsložce *VR Arm Rehabilitation_Data/StreamingAssets* se nachází konfigurační soubory a zaznamenané předlohy pohybů.

VR rehabilitation project Složka obsahující *Unity* projekt s rehabilitační aplikací. Repozitář s projektem se nachází na adrese <https://gitlab.com/frankkuba/vr-arm-motion>.

Návod na použití rehabilitačního SW PDF soubor s uživatelskou příručkou pro rehabilitační software.

Pro spuštění *Unity* projektů je doporučeno využít aplikaci *UnityHub* a verzi *Unity*, která je uvedena v projektu.

Poster

Adresář s posterem ve formátu `.pub` a `.pdf`.

Text_prace

Adresář se zdrojovými kódy v \LaTeX a výsledným PDF souborem s touto prací.

grafy Složka s grafy použitými v textu.

pictures Složka s obrázky použitými v textu.

souhlasy Složka obsahuje souhlasy etických komisí a protokol studie VI-REFYRS

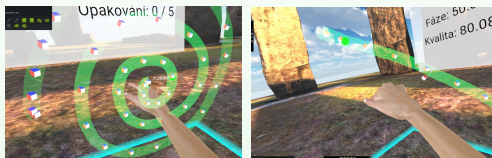
Výsledky

Adresář obsahuje zaznamenaná data levé první diagonály v různých konfiguracích vyhlazení a interpolace.

Vliv fyzioterapie využívající virtuální prostředí na funkci horních končetin u roztroušené sklerózy

Miznerová B^{1,2}, Tichá E³, Herynková A¹, Rodina L⁴, Vodová M¹, Hlinovská J¹, Grünermelová M⁶, Štětkařová I⁵, König A⁷, Kodera J⁷, Frank J⁷, Váša L⁷, Havlík J⁸, Philipp T¹, Řasová K^{1,9}

1 Klinika revmatologie a rehabilitace, 3. LF UK a FTN, Praha, Česká republika; 2 2. lékařská fakulta Univerzity Karlovy, Praha, Česká republika; 3 3. lékařská fakulta Univerzity Karlovy, Praha, Česká republika; 4 Fakulta tělovýchovy a sportu Univerzity Karlovy, Praha, Česká republika; 5 MS centrum, Neurologická klinika, 3. LF UK v Praze, Praha, Česká republika; 6 MS centrum, Neurologická klinika, 3. LF UK a FTN, Praha, Česká republika; 7 Katedra informatiky a výpočetní techniky, Fakulta aplikovaných věd, Západočeská Univerzita v Plzni, Plzeň, Česká republika; 8 České vysoké učení technické v Praze, Praha, Česká republika; 9 Klinika rehabilitačního lékařství, 3. LF UK v Praze, Praha, Česká republika



Terapeutické virtuální prostředí.

Úvod

Virtuální realita (VR) je inovativní technologický koncept, který zvyšuje koncentraci, motivaci a oslovuje zrcadlové neurony. Díky tomu má v rehabilitaci velký potenciál. Její využití v rehabilitaci horních končetin u nemocných s roztroušenou sklerózou (RS) ukazuje pozitivní efekt na zlepšení zrčnosti, koordinace, přesnosti a také rychlosti pohybů. Běžně dostupné hry neposkytují zpětnou vazbu o prováděném pohybu, proto náš tým vyvinul terapeutické prostředí virtuální reality.

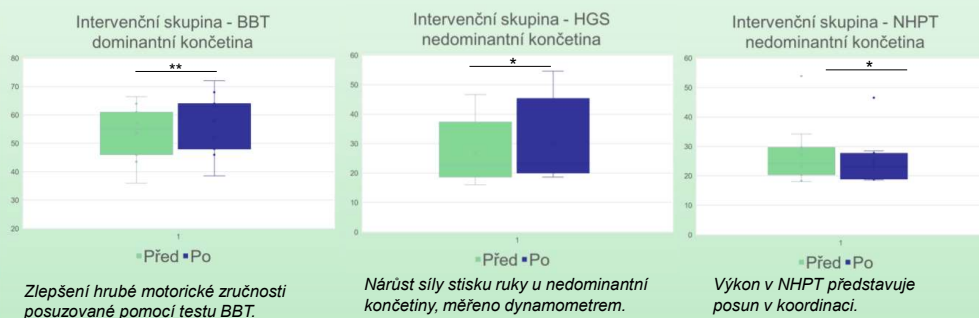
Cílem pilotního projektu je ověřit efektivitu nové VR.

Metodika

Prospektivní studie se zúčastnili lidé s RS a poruchou funkce horních končetin, kteří byli randomizováni do dvou skupin. Obě skupiny podstoupily dvouměsíční (15 hodin 2x týdně) ambulantní fyzioterapeutický program na neurofyziologickém podkladě využívající principů propioceptivní neuromuskulární facilitace (PNF) a motorické programy aktivující terapie (MPAT).

Intervenční skupina pro terapii využívala nově vyvinuté terapeutické virtuální prostředí aplikující metody PNF a MPAT, za současného vedení přítomného fyzioterapeuta. Kontrolní skupina se účastnila identické terapie v reálném prostředí bez využití VR.

Výsledný terapeutický efekt byl zhodnocen pomocí validovaných klinických testů: Hand Grip Strength (HGS), Nine-Hole Peg Test (NHPT), Box and Block Test (BBT) a doplněn o dotazníky Multiple Sclerosis Impact Scale (MSIS-29) a dotazník kvality života EQ-5D-5L-health questionnaire.



Výsledky

Pilotního projektu se zúčastnilo 22 účastníků, 11 v každé skupině. Skupiny se mezi sebou významně nelišily před zahájením terapie v žádném ze sledovaných parametrů, ani tíží postižení dle EDSS (Expanded Disability Status Scale). V obou skupinách došlo ke zlepšení v některých z testů. V intervenční skupině byli 4 leváci, proto bylo při analýze klinických testů pracováno také s dominantní končetinou.

Ve skupině využívající VR byl pozorován statisticky signifikantní rozdíl v BBT u dominantní končetiny (průměrně: před- 53,6 kostek/min, po- 57,9, $p=0,0008$). Bylo dosaženo mírného zlepšení blízkící se signifikanci v NHPT, zejména u nedominantní končetiny, a to průměrně o 0,7 sec ($p=0,024$), u HGS bylo dosaženo zlepšení síly stisku u nedominantní končetiny (průměrně: před- 26,8, po- 29,8; $p=0,022$) a HGS levé ruky (pre = průměrně: před- 27,4, po- 30,1; $p=0,037$). Na škále MSIS bylo dosaženo průměrného zlepšení o 5 bodů (prům. před- 74,4, po- 68,7; $p=0,14$).

V kontrolní skupině bylo pozorováno signifikantní zlepšení v MSIS (prům. před- 74,4, po- 56,9; $p=0,003$).

Realizace pilotního projektu byla podpořena 260533/SVV/2021 a Q 35.

Závěr

Oba fyzioterapeutické programy zaměřené na zlepšení funkce horních končetin měly pozitivní vliv. Nově vyvinuté virtuální prostředí se ve fyzioterapii pacientů s RS osvědčilo a má pozitivní efekt na funkci horní končetiny v koordinaci i síle stisku ruky. Mírné zlepšení v MSIS v kontrolní skupině potvrzuje pozitivní vliv terapeutického přístupu.

Na základě tohoto pilotního projektu a jeho slibných výsledků byla spuštěna bicentrická randomizovaná prospektivní studie.

	Před (průměr)	SD	Po (průměr)	SD	p-hodnota
BBT dominantní	53,636	9,578	57,909	10,409	0,00083
NHPT nedominantní	27,232	10,093	25,005	7,884	0,02400
HGS nedominantní	26,848	11,108	29,757	13,625	0,02253
MSIS	74,3636	21,2	56,9091	18,2288	0,00377

Výsledky klinických testů u skupiny s VR (zeleně) a dosažený výsledek MSIS u kontrolní skupiny (žlutě)



MUDr. Barbora Miznerová
miznerova.b@seznam.cz